



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MADRID

FACULTAD DE MEDICINA

DEPARTAMENTO DE CIRUGIA

PRÓTESIS TOTAL DE CADERA NO CEMENTADA CON CÚPULA ACETABULAR
POROSA Y VÁSTAGO ANATÓMICO.

RESULTADOS CLÍNICOS, RADIOLÓGICOS Y DESGASTE DEL POLIETILENO.

ESTUDIO PROSPECTIVO CON SEGUIMIENTO MEDIO DE 25 AÑOS

TESIS DOCTORAL

DOCTORANDO: RAFAEL CARBONELL ESCOBAR

DIRECTOR DE TESIS: DOCTOR EDUARDO GARCIA REY

TUTOR: DOCTOR JOSE CORDERO AMPUERO

A mis padres por su esfuerzo y dedicación

AGRADECIMIENTOS

A mi Director de Tesis, el Doctor Eduardo García Rey, por haberme inculcado la capacidad de docencia y de investigación y la ilusión por aprender nuevos conocimientos para ponerlos en práctica en la actividad clínica diaria.

A mi Tutor, el Doctor José Cordero Ampuero, por guiarme en mi actividad profesional y quirúrgica.

Al Doctor Eduardo García Cimbrello que me ha orientado en el desarrollo y elaboración de la tesis doctoral.

A todos los adjuntos y Residentes del Servicio de Traumatología del Hospital Universitario La Paz con los que he compartido experiencias durante la Residencia.

“Cuando nuestro conocimiento de los resultados a largo plazo sea completo entonces, y sólo entonces, seremos capaces de utilizar la prótesis total de cadera cuando los síntomas subjetivos parezcan estar por encima de los hallazgos objetivos”.

Sir John Charnley

“Present status of total hip replacement”

Ann Rheum Dis 1971

ÍNDICE

	Página
1. Introducción	7
1.1. Prótesis total de cadera. Antecedentes históricos	10
1.2. Biomecánica de la cadera. Transferencias de cargas al hueso	16
1. 3. Cúpulas no cementadas	27
1. 4 Polietileno de ultra elevado peso molecular	35
1.4.1 Requerimientos del polietileno utilizado en artroplastias	35
1.4.2 Tipos de desgaste	42
1.4.3 Desgaste del polietileno en la clínica	44
1. 4.4. Medición del desgaste de polietileno en la clínica	46
1.4.5. Desgaste medio frente a análisis seriado	48
1.4.6 Métodos de medición del desgaste en la clínica	50
1.5. Fracaso del mecanismo de bloqueo del núcleo de polietileno	56
1.6. Vástago femoral no cementado. Recubrimiento de hidroxiapatita	58
1. 7. Aflojamiento aséptico	63
1. 8. Desgaste y osteolisis	66

2. Hipótesis y Objetivo	72
3. Material y Método	74
3. 1. Implantes	
3.1.1 Cúpula acetabular Duraloc	74
3.1.2 Vástago femoral Profile	76
3.2. Pacientes	78
3.3. Detalles de la intervención quirúrgica	80
3.4. Evaluación clínica	81
3.5. Análisis radiográfico	82
3. 6. Medición del desgaste	86
3. 7. Análisis estadístico	87
4. Resultados	89
4.1. Complicaciones postoperatorias	89
4.2. Resultados clínicos	90
4.2. Resultados radiográficos	95
4.4 Desgaste del polietileno	107
5. Discusión	111
6. Conclusiones	118
7. Referencias	119

1. INTRODUCCION

La prótesis total de cadera es el procedimiento reconstructivo de la articulación coxofemoral realizado con más frecuencia en adultos en los servicios de cirugía ortopédica en todo el mundo. Desde que se popularizara a principios de los años setenta del pasado siglo XX, sus resultados han ido mejorando, si bien dada su frecuencia, los casos de revisión también han ido en aumento, hasta alcanzar cifras que oscilan entre el 10-20%, siendo el aflojamiento del componente acetabular su causa más frecuente.

Nuevas generaciones de cúpulas cementadas y no cementadas intentan mejorar los resultados de los primeros diseños. Mientras que la cúpula cementada mantiene sus principios desde que Charnley publicara sus primeros resultados hace más de 50 años (35,36), la prótesis no cementada, cuya implantación se ha generalizado progresivamente, presenta ciertos problemas, especialmente en relación con el desgaste de las superficies de fricción, que hacen de su estudio una de las cuestiones más debatidas en el campo de los biomateriales y de la cirugía de sustitución articular.

Las prótesis femorales no cementadas con recubierta porosa de “primera generación” fueron asociadas con malos resultados clínicos como consecuencia de la no infrecuente aparición de dolor en el muslo, el aflojamiento de los componentes y la osteopenia femoral secundaria a los cambios de remodelación ósea por adaptación (“Stress-shielding”), así como la aparición de osteolisis en acetábulo y fémur alrededor de los componentes protésicos asociadas a la aparición de partículas de desgaste, generalmente de polietileno (47,48,227).

Componentes bioactivos, como la hidroxiapatita se utilizaron para reforzar la fijación aumentando la osteointegración del implante (10, 212). Estudios en animales han mostrado que el recubrimiento de la prótesis femoral con hidroxiapatita permite obtener una fijación biológica, unión química y rellenar espacios vacíos de hasta 2 mm (212). El recubrimiento con hidroxiapatita ha sido ampliamente utilizado para estimular la osteointegración ósea en prótesis no cementadas, especialmente en vástagos femorales (50, 212). Diferentes series clínicas refieren buenos resultados con diferentes diseños femorales recubiertos con hidroxiapatita totalmente o solo en la parte proximal (31, 95, 117, 208, 211, 224).

A finales de los años ochenta se desarrolló el vástago no cementado anatómico Profile (DePuy, Warsaw, Indiana, EEUU) con un buen anclaje y ajuste al canal femoral con el que los diseñadores pensaban minimizar los micromovimientos y optimizar la resistencia a las fuerzas axiales, de tensión y rotación (187, 237). Bajo los impulsos de la casa fabricante del vástago Profile, se inició en noviembre de 1988 un estudio multicéntrico internacional con el objetivo de realizar un seguimiento clínico y radiográfico con el fin de comparar el vástago Profile, con y sin recubrimiento de hidroxiapatita, asociado con cúpula porosa (Porocoat, Duraloc 500, DePuy, Warsaw, Indiana, EEUU). El estudio fue cancelado a los dos años por razones desconocidas. A pesar de esta cancelación, el grupo perteneciente al Hospital La Paz de Madrid continuó utilizando los mismos protocolos originalmente aportados por DePuy. Debido a los peores resultados iniciales del vástago Profile sin recubrimiento de hidroxiapatia, se continuó sólo con los vástagos con recubrimiento, completando el estudio y siendo publicados los resultados a 12-15 años (89). Pocas series han valorado los resultados

tardíos utilizando el vástago Profile asociado con recubrimiento poroso proximal (137) o con recubrimiento proximal de hidroxiapatita (113).

Aunque los resultados publicados por el Hospital La Paz eran prometedores a los 12-15 años ya que la fijación de los implantes era excelente y ninguno de los componentes protésicos había sido revisado por aflojamiento aséptico, el desgaste del polietileno convencional utilizado en esta serie era el mayor factor capaz de afectar a la supervivencia de las prótesis, así como para la aparición de luxaciones tardías (12, 46, 173). Por tanto es necesario establecer si los resultados se mantienen a muy largo plazo o si estarán influenciados por la aparición de osteolisis por el desgaste del polietileno convencional y que afectarían a la fijación del implante y a la mayor aparición de luxaciones tardías. Un estrecho seguimiento de estos pacientes analizando seriadamente el desgaste del polietileno convencional es recomendable en este grupo de pacientes relativamente joven con mayor actividad, en los que dicho desgaste es mayor que en la población de mayor edad.

En este estudio se analizan los resultados clínicos y radiográficos del vástago anatómico Profile recubierto con hidroxiapatita en su parte proximal asociada con una cúpula no cementada hemisférica porosa con un seguimiento medio de 25 años con especial énfasis en la existencia de dolor en muslo, aflojamiento aséptico, cambios de remodelación ósea, desgaste del polietileno convencional y aparición de osteolisis periprotésicas y luxaciones tardías.

1.1 PRÓTESIS TOTAL DE CADERA. ANTECEDENTES HISTÓRICOS

El empleo de materiales biológicos e inorgánicos para la artroplastia de cadera se hizo popular a comienzos del siglo XX. Las superficies articulares deformadas y anquilosadas se contorneaban y se insertaba una capa de interposición para remodelar la articulación y permitir el movimiento. Los injertos de fascia lata y los tejidos blandos periarticulares se usaron mucho en Estados Unidos y Europa. Jones empleó una lámina de oro como capa de interposición en 1912. Los resultados seguían siendo impredecibles, con dolor residual y rigidez como causas primarias de fracaso.

En 1923, Smith- Petersen introdujo el concepto de artroplastia de molde como una alternativa para la membrana de interposición. El procedimiento pretendía restaurar las superficies articulares congruentes mediante exposición del hueso esponjoso sangrante de la cabeza femoral y el acetábulo, con metaplasia subsiguiente del coágulo de fibrina hasta convertirse en fibrocartílago bajo la influencia del movimiento suave. Se eligió el cristal como material para el primer molde, después de que Smith Petersen descubriese una membrana sinovial lisa alrededor de un cuerpo extraño de cristal extraído de la espalda de un paciente. Aunque todos los moldes de cristal se rompían con el paso de los meses, los resultados iniciales fueron esperanzadores y llevaron a la búsqueda de materiales más duraderos. Las versiones de Pyrex, viscaloide (derivado de celuloide) y Bakelite (baquelita) se desecharon también debido a la fragilidad o reacción de cuerpo extraño grave. Tras el desarrollo del Vitallium (vitalio) por Venable y Stuck en 1937, se dispuso de implantes con duración suficiente. La artroplastia de copa de Smith-Petersen, con modificaciones subsiguientes por Aufranc, se convirtió en la referencia para la reconstrucción coxofemoral hasta la introducción de la moderna artroplastia total de cadera.

Smith-Petersen introduce en 1939 la primera cúpula acetabular, y para su implantación, el acetábulo era moldeado con fresas de mano. Se consideraba importante que las superficies, tanto en el acetábulo como en la cabeza femoral, fueran lisas para asegurar el movimiento libre de la cúpula de vitalio sobre el acetábulo y el fémur. Aunque la cúpula de Smith-Petersen fue utilizada durante muchos años, los resultados tardíos fueron desfavorables (143).

En 1956, McKee y Watson-Farrar emplean una prótesis de cadera en la que tanto la cúpula acetabular como la cabeza femoral eran metálicas de una aleación de cromo-cobalto (154,155). La fijación de la cúpula se intentaba obtener mediante un tetón roscado que se atornillaba al techo acetabular. Los resultados fueron desfavorables, adaptando posteriormente el cemento con el fin de mejorar la fijación. Sin embargo, estas prótesis con grandes cabezas femorales (38 a 42 mm) producían una concentración de cargas en la interfaz cemento-metal (219). Series más recientes muestran buenos resultados a largo plazo (204), han permitido retomar el posible uso del par de fricción metal-metal (125, 204,239).

La artroplastia total de cadera evolucionó como resultado de muchas mejoras en el diseño de una prótesis de cabeza femoral, la disponibilidad de materiales, las técnicas de fabricación adecuadas para los componentes, el mejor conocimiento de la mecánica de la cadera y la necesidad de incluir un componente acetabular

Charnley introduce en los años sesenta el cemento acrílico de fraguado en frío (polimetilmetacrilato o PMMA) como elemento de fijación de la prótesis de cadera, con una cúpula toda de polietileno y con una cabeza femoral de 22.25 mm de diámetro (35,36). La prótesis de Charnley supone el inicio de una nueva era en la historia de la

prótesis total de cadera, manteniéndose su empleo en el momento actual, de modo que sus resultados ampliamente contrastados son considerados como el “patrón oro” con el que se comparan los diferentes diseños que han aparecido posteriormente.

Charnley merece un reconocimiento especial por sus trabajos pioneros en todos los aspectos de la artroplastia total de cadera, incluyendo los conceptos de artroplastia con par de fricción bajo, alteración quirúrgica de la biomecánica de la cadera, lubricación, materiales, diseño y medio ambiente del quirófano. Sus revisiones periódicas, junto con las de otros investigadores, de los resultados obtenidos en un número significativo de pacientes han tenido un enorme valor, especialmente en lo que respecta a desgaste, infección, aflojamiento y fracaso del vástago. Se hizo patente que el éxito dependía de la cuidadosa selección de los pacientes y una meticulosa atención a la técnica quirúrgica y a la asepsia. Sólo en estudios de seguimiento a largo plazo se observó que la rotura de los implantes, la pseudoartrosis del trocánter, el desgaste, el aflojamiento y la osteolisis periprotésica eran problemas importantes. Estas consideraciones dieron lugar a cambios en el diseño y en los materiales empleados para la fabricación de los componentes femorales y acetabulares, a mejoras en el uso del cemento y a cambios en los abordajes y en la técnica quirúrgica. El concepto de artroplastia con baja fricción ha sido bien establecido, y la articulación metal-polietileno sigue siendo el estándar en las artroplastias totales de cadera.

La aparición de malos resultados en algunos pacientes, especialmente jóvenes (15, 34, 43, 60, 78) llevaron al desarrollo de nuevos implantes en que no se utilizaba el cemento. Jones y Hungerford consideraron al cemento como único responsable del fracaso de la prótesis de cadera por la aparición de osteolisis, y que llamaron “enfermedad del

cemento" (128), siendo causa del empleo de un modo generalizado de las prótesis totales de cadera no cementadas en la mayoría de los países del mundo.

A mediados de los años setenta, se utilizan en Europa los primeros diseños no cementados, tanto de cúpula acetabular como del vástago femoral. Diferentes diseños de cúpulas de superficie lisa empleaban roscas para asegurar la fijación al hueso (25,69, 191), algunas de ellas todas de cerámica, como la cúpula de Mittelmeier (82, 123). Los resultados a corto plazo fueron desfavorables, con tasas de aflojamiento entre 4% y 29% a los 4 años. En Francia, Judet (13,129) y posteriormente Lord (146), utilizan implantes con cúpulas cilíndricas o troncocónicas, roscadas con una superficie rugosa o coraliforme ("madrepórica"). Los resultados tardíos fueron también desfavorables por lo que su uso fue abandonado exceptuando los diseños de Zweymüller (51,79, 131). Los estudios en cadáveres demuestran que las roscas autoperforantes pueden empotrarse contra el hueso acetabular pero rara vez lo cortan. La limitación consiguiente del contacto entre la pieza externa metálica y el hueso subcondral convierte en improbable la penetración ósea extensa.

En los años ochenta se introduce el empleo de cúpulas acetabulares con forma hemisférica y superficie microporosa que buscaban obtener una fijación biológica. Las cúpulas así elaboradas (PCA, Howmedica, Rutheford, New Jersey)), permitían parcialmente la fijación biológica con ayuda de dos tetones anti rotatorios (3, 45, 49,132, 134). El titanio (típicamente en su aleación $TiAl_6V_4$) ha sido utilizado en la mayoría de los diseños posteriores por su alta biocompatibilidad y resistencia a la corrosión. En 1971, Galante utilizando experimentalmente una malla metálica de fibras de titanio sinterizadas (0,2 mm) con una porosidad del 50%, pudo observar en conejos

y en perros como se producía osteointegración dentro de la malla a las tres semanas (76). El desarrollo de los nuevos diseños no cementados se basa en estos hallazgos, confirmando de modo regular la fijación biológica (11, 41, 47,142, 151, 179, 202, 228).

Basándose en diferentes estudios de laboratorio (76, 183,184), las cúpulas no cementadas buscaban la osteointegración o unión directa entre el hueso y la superficie microporosa de la cúpula acetabular. Desde entonces se han desarrollado numerosas cúpulas no cementadas con diferentes diseños, material, tipo de superficie y cobertura de la copa metálica y utilizado en la práctica clínica, generalmente sin estudios que lo justifiquen (228). A diferencia de las cúpulas roscadas, las cúpulas hemisféricas, impactadas a presión (“press-fit”) con el fin de obtener un máximo contacto entre el hueso y la copa metálica que permitiera la buscada osteointegración, han mostrado buenos resultados (41,47, 147, 151, 180, 242). Aunque algunas de estas cúpulas añaden tetones o tornillos para aumentar la fijación primaria, su uso no parece necesario (84,85).

Aunque actualmente las cúpulas porosas muestran resultados favorables en relación con la fijación al hueso, se pudo detectar, a medio plazo, como el desgaste medio del núcleo de polietileno de las cúpulas no cementadas era superior (alrededor de 0.16 mm/año) al observado en las primitivas cúpulas cementadas de polietileno de Charnley (0.11-0.13 mm/año) (77,80, 81). Las consecuencias por un mayor desgaste son la aparición de osteolisis, tanto en el acetábulo como en el fémur. La llamada “enfermedad del cemento” que popularizaron Jones y Hungerford, se convirtió en la “enfermedad de las partículas”, especialmente de las de polietileno producidas por su desgaste (44). En algunos diseños incluso se ha observado una rotura precoz del núcleo de polietileno,

que hacía que se descolocara y se produjera un contacto directo entre la cabeza femoral y la parte interna de la bandeja metálica, produciendo un grave deterioro de la misma y el fracaso final de la prótesis (105, 244).

El vástago femoral basa su fijación biológica en la incorporación de una superficie porosa, para permitir el crecimiento del hueso entre los poros. Inicialmente se utilizaron macroporos por Judet (129) y Lord (146), pero fue la incorporación de la superficie porosa con microporos con la que se consigue lograr una fijación absoluta entre el hueso y el implante. En 1971 Galante (76) introduce el titanio como material y con superficie microporosa en la totalidad del vástago. Engh y cols muestran sus buenos resultados clínicos pero al tiempo observan no de modo infrecuente cambios de remodelación ósea con osteopenia femoral proximal e hipertrofia cortical (66); esto unido a la dificultad que suponía la revisión del vástago, llevó al desarrollo de vástagos con recubrimiento poroso sólo proximal.

El recubrimiento proximal o total del vástago de titanio con hidroxiapatita depositada mediante un sistema de pulverización de plasma (plasma-spray) parece producir una mayor firmeza en la interfaz hueso-implante en un menor tiempo (50,175, 210). Estos estudios demostraron propiedades osteoconductivas de la hidroxiapatita que favorecerían una orientación más favorable del hueso aumentando las fuerzas de resistencia al cizallamiento. Numerosas series hablan de los buenos resultados clínicos con este recubrimiento en diferentes diseños (31,95, 213) aunque también se ha informado sobre la reabsorción parcial de la hidroxiapatita en la fase inicial del proceso de formación ósea.

Como se puede observar, la historia de la artroplastia de cadera ha sido dinámica y la investigación sigue mejorando los resultados, especialmente en pacientes jóvenes, principalmente en diferentes caminos:

1. La mejoría en la duración de la fijación del implante
2. La reducción del desgaste de las superficies articulares
3. Modificaciones de la técnica quirúrgica para acelerar la recuperación y reducir los errores en la colocación de los implantes.

1.2. BIOMECÁNICA DE LA CADERA. TRANSFERENCIA DE CARGAS AL HUESO

En una cadera normal, la cabeza femoral no es congruente como para permitir que la circulación del líquido sinovial soporte las necesidades metabólicas y respiratorias del cartílago (58, 106). El peso del cuerpo es transferido desde la articulación sacroilíaca a través del grueso hueso cortical del iliaco posterior al acetábulo (9), donde el hueso iliaco se divide en las dos columnas del acetábulo, a las que se transfiere la carga del peso corporal. Byers y cols. confirmaron la carga que deben soportar las columnas acetabulares en 363 acetábulos de cadáver sin artrosis (29), observando cómo la carga normal se produce de modo predominante a través de las paredes anterior y posterior, evitando la parte superior del acetábulo. Estos autores determinaron los patrones de carga del acetábulo normal por el desgaste anterior y posterior del cartílago. En presencia de cargas pequeñas, el contacto de la cabeza femoral es mayor en la periferia, pero al aumentar la fuerza la zona de transmisión de carga se expande medialmente hacia la fosa acetabular. Cuando se va a implantar una prótesis de cadera, el acetábulo

óseo se deforma por su elasticidad intrínseca en el momento de la carga. Esta deformación cíclica parece impedir la osteointegración favoreciendo la formación de tejido fibroso.

Las radiografías de un acetábulo normal reflejan los patrones de carga por la presencia de un triángulo radiotransparente superior. Este triángulo de hueso radiotransparente es la zona existente entre las columnas anterior y posterior del acetábulo. El triángulo del techo acetabular es pues una ventana dentro de los cambios que se producen en la estructura funcional del acetábulo con el paso del tiempo así como durante la aparición de la artrosis (58). Bullough y cols. identificaron un aumento de la congruencia del acetábulo con el paso de los años (27), siendo confirmado por Greenwald y cols (108). La zona existente entre las columnas anterior y posterior se rellenaba de hueso con disminución de la flexibilidad del acetábulo. El hallazgo radiográfico característico de las trabéculas verticales en el triángulo del techo acetabular acoplándose con las trabéculas verticales en la cabeza y en el cuello femoral representa un cambio en el patrón de la carga normal, y ha sido observada en la artrosis (178). Sin embargo, no todas las estructuras óseas acetabulares son iguales. Preoperatoriamente, se puede analizar el tipo de acetábulo, lo que permite planificar más fácilmente la operación. Dorr y cols. diferencian tres tipos de acetábulos dependiendo del triángulo radiotransparente del techo (58):

Acetábulo Tipo A. El triángulo radiotransparente adopta un aspecto de triángulo isósceles, en el que la pared lateral y medial son iguales, dejando una base más pequeña, que es el hueso subcondral superior. La pared medial es delgada, siendo su aparición más frecuente en mujeres.

Acetábulo Tipo B. El triángulo radiotransparente se extiende, como un pseudópodo, por la lágrima de Köhler, lo que conlleva a la aparición de una pared medial más gruesa, y es más frecuente en hombres.

Acetábulo Tipo C. el triángulo radiotransparente es rectángulo, con una pared lateral vertical y recta, propio de las displasias de cadera, por lo que la cabeza femoral puede estar subluxada y no localizarse debajo de dicho triángulo.

La planificación y colocación de una cúpula acetabular depende, por tanto, del tipo de acetábulo, y de su estructura ósea. (Figura 1).

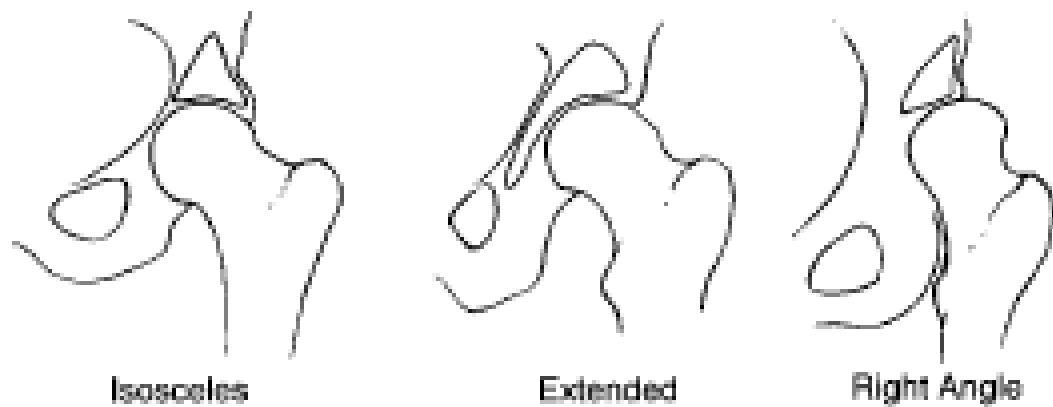


Figura 1. Diferentes tipos acetabulares según Dorr y cols (58)

Para describir las fuerzas que actúan sobre la articulación de la cadera, el peso del cuerpo se puede representar como una carga aplicada a un brazo de palanca que se extiende desde el centro de gravedad del cuerpo hasta el centro de la cabeza femoral. La musculatura abductora cuyo brazo de palanca se extiende desde la cara lateral del trocánter mayor hasta el centro de la cabeza femoral, debe de crear un momento igual para mantener la pelvis nivelada durante la estancia sobre una pierna y un momento

mayor para bascular la pelvis hacia el lado del apoyo al caminar o correr (36,88,178). Puesto que la relación entre la longitud del brazo de palanca del peso del cuerpo y el de la musculatura abductora oscila alrededor del 2,5:1, la fuerza de los músculos abductores debe de ser aproximadamente 2,5 veces mayor que el peso del cuerpo para mantener la pelvis nivelada durante la estancia sobre una pierna. La carga estimada sobre la cabeza femoral en la fase de estancia de la marcha es igual a la suma de las fuerzas creadas por los abductores y por el peso del cuerpo, y equivale por lo menos a tres veces el peso corporal; se estima que la carga sobre la cabeza femoral es aproximadamente igual durante la elevación de la pierna extendida.

Uno de los elementos integrantes del concepto de Charnley de la artroplastia total de cadera era el acortamiento del brazo de palanca del peso del cuerpo mediante la profundización del acetábulo y el alargamiento del brazo de palanca del mecanismo abductor al reinsertar el trocánter mayor osteotomizado más lateralmente (36). El momento generado por el peso del cuerpo es menor, y se reduce de este modo la fuerza necesaria para contrarrestarlo que debe ejercer el mecanismo abductor. El brazo de palanca abductor puede estar reducido en la artrosis y en otras patologías de la cadera en las que se ha perdido parte de la cabeza femoral o el cuello femoral está acortado. También está reducido cuando el trocánter está en situación posterior, como ocurre en las deformidades en rotación externa y en muchos de los pacientes que presentan una displasia de desarrollo de la cadera. En la cadera con artrosis, la proporción del brazo de palanca del peso corporal respecto a los abductores puede ser de 4:1. La longitud de ambos brazos de palanca puede ser modificada quirúrgicamente para conseguir que la proporción se aproxime al 1:1. En teoría esto reduciría la carga total sobre la cadera en un 30%. Es importante comprender los beneficios derivados de la medialización del

acetábulo y del alargamiento del brazo de palanca de los abductores; sin embargo, en la actualidad no se hace hincapié en ninguno de estos elementos. El principio de la medialización ha cedido ante la necesidad de preservar el hueso subcondral de la pelvis y el acetábulo sólo se profundiza hasta el punto de conseguir una buena cobertura ósea de la copa. Debido a que la mayoría de las artroplastias de cadera se implanta actualmente sin osteotomía del trocánter mayor, el brazo de palanca de los abductores sólo puede cambiarse modificando la lateralización de la cabeza respecto al vástago. Estos principios biomecánicos iniciales de la artroplastia de cadera se han modificado para conseguir prestaciones beneficiosas desde el punto de vista biológico, preservación del hueso de la pelvis, especialmente el subcondral y para evitar problemas asociados a la reinserción del trocánter mayor.

La fuerzas que actúan sobre la articulación lo hacen no sólo en el plano coronal, que tienden a desplazar el vástago en sentido medial, debido a que el centro de gravedad del cuerpo (en la línea media por delante del segundo cuerpo vertebral sacro) es posterior al eje de la articulación, sino también en el plano sagital y tienden a curvar el vástago en sentido posterior. Las fuerzas que actúan en esta dirección aumentan cuando se flexiona la cadera en carga; por ejemplo, al levantarse de una silla, subir o bajar escaleras o un plano inclinado o incorporarse. Ambas fuerzas combinadas producen torsión del vástago. Durante el ciclo de marcha, las fuerzas se dirigen contra la cabeza femoral protésica desde un ángulo polar entre 15 y 25 grados anterior al plano sagital de la prótesis. Al subir una escalera y elevar la pierna recta, la fuerza resultante se aplica en un punto aún más anterior sobre la cabeza. Tales fuerzas causan deflexión posterior o retroversión del componente femoral. Los componentes femorales implantados deben soportar fuerzas de torsión sustanciales incluso durante el período

postoperatorio precoz. Por ello, los componentes femorales no cementados, deben ser diseñados e implantados de modo que tengan una estabilidad rotacional inmediata en el fémur.

Si bien Huiskes ha podido observar, mediante estudios con elementos finitos, cambios de remodelación ósea en el acetábulo, este fenómeno ha sido peor estudiado que en el fémur (122). Para este autor, se produciría una hipertrofia ósea localizada en la periferia de la cúpula acetabular, y una disminución de la densidad ósea en el hueso trabecular retroacetabular situado en el centro del iliaco. Wright y cols han mostrado en 26 pacientes, mediante el empleo de tomografías computadorizadas, hallazgos similares (244). Como en el fémur, la explicación mecánica sería una osteoporosis por desuso en la bóveda acetabular debido a su menor rigidez, en comparación con la cúpula acetabular, y una transferencia de las cargas a la periferia de la cúpula que aparecería con mayor densidad. Para Wright y cols esta remodelación ósea se podría considerar como “*stress shielding*” retroacetabular (244). Pitto y Schmidt han encontrado hallazgos semejantes cuantificando la pérdida ósea mediante el empleo de tomografías computarizadas (185).

Estos cambios óseos se han observado, igual que en el fémur, durante los dos primeros años sin conocer actualmente su posible progresión. El problema, en caso afirmativo, sería la pérdida de hueso retroacetabular que dificultaría el momento de una posible revisión quirúrgica, especialmente si se emplea una nueva cúpula acetabular no cementada con suplemento de tornillos, fijación que sería difícil de obtener por la pérdida de hueso (244).

En cuanto a la pelvis, el análisis de elementos finitos ha indicado que con el uso de un revestimiento interno del componente acetabular de polietileno, se desarrollan cargas máximas en el hueso pélvico. Un acetábulo con soporte metálico con inserto de polietileno reduce las zonas con mayor carga y la distribuye de manera homogénea (122). Estudios similares han indicado que las cargas máximas en el hueso esponjoso son mayores cuando se extirpa el hueso subcondral y menores cuando se emplea un componente con soporte metálico. Se producen cargas más altas en el hueso esponjoso cuando se emplea un componente acetabular de polietileno con pared fina y cuando se ha extirpado el hueso subcondral. Una copa de polietileno con pared gruesa, de 5 mm o más, comparada con otra de pared fina, tiende a reducir las cargas en el hueso esponjoso de modo similar a lo observado con el soporte metálico. Por tanto, la conservación de hueso subcondral en el acetábulo, así como el empleo de una copa con soporte de metal, o una copa de polietileno con pared gruesa disminuyen los niveles máximos de carga en el hueso esponjoso de la pelvis.

Cuando se emplea la fijación acetabular sin cemento, el soporte metálico es necesario para obtener la osteointegración. Desde un punto de vista idóneo, el metal debe contactar con el hueso subcondral acetabular en un área amplia para evitar la concentración de las cargas y maximizar el área superficial disponible para la penetración ósea (1). La precisión de la preparación acetabular y la forma y el tamaño del implante en relación con la cavidad preparada determinan el área inicial de contacto y la transferencia de cargas desde el implante hasta la pelvis. Si un componente hemisférico es de tamaño ligeramente menor que el acetábulo, la carga será transferida centralmente sobre el polo del componente, con posibilidad de crear huecos ecuatoriales entre el implante y el hueso. A la inversa, si el componente es ligeramente

mayor que la cavidad preparada, la transferencia de carga ocurrirá en la periferia, con riesgo de fractura del reborde acetabular durante la implantación. También pueden quedar huecos polares por asiento incompleto del componente.

La forma en que se transfieren las cargas a un componente acetabular no cementado al hueso adyacente condiciona su estabilidad inicial. A medida que el cotilo se impacta en acetábulo, las fuerzas generadas por el retroceso elástico del hueso estabilizan el implante. Las tensiones periféricas que actúan con un vector de fuerza perpendicular a la tangente del anillo estabilizan el cotilo. Las tensiones mediales al cotilo generan un vector de fuerza que empuja en sentido lateral, desestabilizando por tanto el cotilo.

El material con que está fabricado el vástago, su geometría y su tamaño así como el método y extensión de la fijación alteran el patrón de transferencia de las cargas al fémur. Un problema importante, es que la remodelación ósea adaptativa originada por la protección frente a las cargas, comprometa el soporte del implante, produzca aflojamiento y predisponga a la fractura del fémur o del implante mismo. La transferencia de la carga al fémur es deseable debido a que proporciona un estímulo fisiológico para mantener la masa ósea y prevenir la osteoporosis por desuso.

Son bien conocidos los procesos de remodelación ósea que tienen lugar en el fémur proximal tras la implantación de un vástago femoral (66,72, 153). La osteopenia femoral, conocida como "*stress shielding*", no es más que la manifestación de la ley de Wolf, por la que el hueso femoral proximal se reabsorbe al transferirse las solicitaciones producidas por la carga a la diáfisis femoral a través del componente protésico. Estudios con DEXA han valorado esta pérdida de hueso, pudiendo alcanzar hasta el 52%,

dependiendo tanto del diseño y material del vástago, como de su rigidez y tamaño (24,175, 236).

Una disminución del módulo de elasticidad del vástago disminuye la carga en el vástago y aumenta la carga en el tercio proximal que se transfiere al hueso adyacente. Esto se aplica a los vástagos de metales con módulos de elasticidad más bajos, como la aleación de titanio, si el diámetro transversal es relativamente pequeño. Los vástagos más grandes, fabricados con el mismo material son más resistentes, y también más rígidos o menos elásticos, con lo que el aumento del diámetro transversal anula cualquier beneficio real del módulo de elasticidad más bajo. Por lo tanto, el aumento del módulo de elasticidad, la longitud y el área transversal del vástago aumentan la carga en el vástago, y la disminuyen en el tercio proximal del fémur. Cuando el vástago está fijo en el fémur por osteointegración, la carga pasa preferencialmente por la estructura más rígida y el hueso del fémur proximal soporta una menor carga.

Engh y cols. realizaron estudios en detalle del fenómeno de protección de carga en el fémur en las artroplastias totales no cementadas de cadera (66, 68, 70, 72,156). Casi todos los fémures que presentaron una resorción moderada o severa del fémur proximal tenían lugar con vástagos con un diámetro de 13.5 mm o más. Cuando el encaje a presión se producía a nivel del istmo y existían signos de osteointegración los fenómenos de protección de cargas eran mayores. El recubrimiento poroso extenso en vástagos pequeños no parece asociarse a fenómenos de protección de carga significativos. Sin embargo, en estudios más recientes de seguimiento con tamaños de vástago más grandes, se ha observado mayor protección de carga en los vástagos con mayor superficie de recubrimiento, disminuyéndose la densidad de hueso cortical y esponjoso

en fémur proximal. Se puede apreciar una hipertrofia ósea localizada en las zonas en las que los vástagos con una gran superficie con recubrimiento poroso contactan con la cortical. Esto suele observarse en la parte distal del vástago. Dicha hipertrofia es menos pronunciada cuando la superficie porosa se limita a la parte proximal del vástago.

Los vástagos no cementados producen generalmente tensiones en el hueso más fisiológicas que las causadas por los vástagos totalmente cementados, dependiendo del tamaño del vástago y de la extensión de la superficie porosa. Jasty y cols. encontraron tensiones proximales entre el 70 y el 90 % de las normales (126). Un vástago mal encajado con collar puede producir tensiones proximales mayores que las existentes en el fémur intacto, aunque las consecuencias de un vástago suelto anulan cualquier beneficio potencial de la carga proporcionada por el collar. El acuñaamiento distal del vástago produce descenso excesivo de la carga proximal y debe evitarse. Cuando un vástago es sometido a carga, produce fuerzas circunferenciales o anulares en el fémur proximal. El acuñaamiento proximal de un implante sin collar puede generar tensiones circunferenciales excesivas responsables de fracturas intra y postoperatorias del fémur proximal.

Estudios en cadáveres, Maloney y cols encontraron una amplia variación del grado y la localización de la remodelación ósea en distintos individuos con artroplastias bien fijadas con buenos resultados clínicos (148). Sin embargo se demostró una fuerte relación entre la densidad mineral ósea en el fémur opuesto y el porcentaje de pérdida mineral en el fémur operado; por tanto, parece que los pacientes con menor densidad mineral ósea antes de la cirugía tienen más riesgo de presentar una pérdida ósea adicional significativa después de una artroplastia total de cadera con o sin cemento.

Es difícil determinar el grado de protección frente a la carga aceptable en el contexto clínico. Se alcanza un punto de equilibrio y la pérdida ósea no suele incrementar a partir de los 2 años. Engh y cols. en una serie de 208 prótesis de cadera con un seguimiento medio de 13.9 años observaron que los pacientes con signos radiológicos de protección de carga tenían peores parámetros de marcha, pero no tenían mayor tasa de complicaciones y tenían menor probabilidad de revisión por aflojamiento o por osteolisis (66, 68,70). Aunque la protección frente a la carga proximal no afecte de forma adversa a los resultados clínicos a corto y medio plazo, la experiencia con implantes cementados fracasados ha demostrado que la cirugía de revisión se hace más compleja cuando se ha perdido la reserva ósea femoral. Las investigaciones actuales sobre materiales se centran en vástagos con módulos de elasticidad más bajos que disminuyan la resistencia en flexión y reduzcan la remodelación femoral adversa.

En resumen, las principales cuestiones en la prótesis no cementada son la fijación biológica primaria del implante al hueso. La fijación primaria determina el tipo de fijación que a su vez determina el tipo de remodelación ósea (osteopenia proximal e hipertrofia distal), cerrándose el círculo (Figura 2).

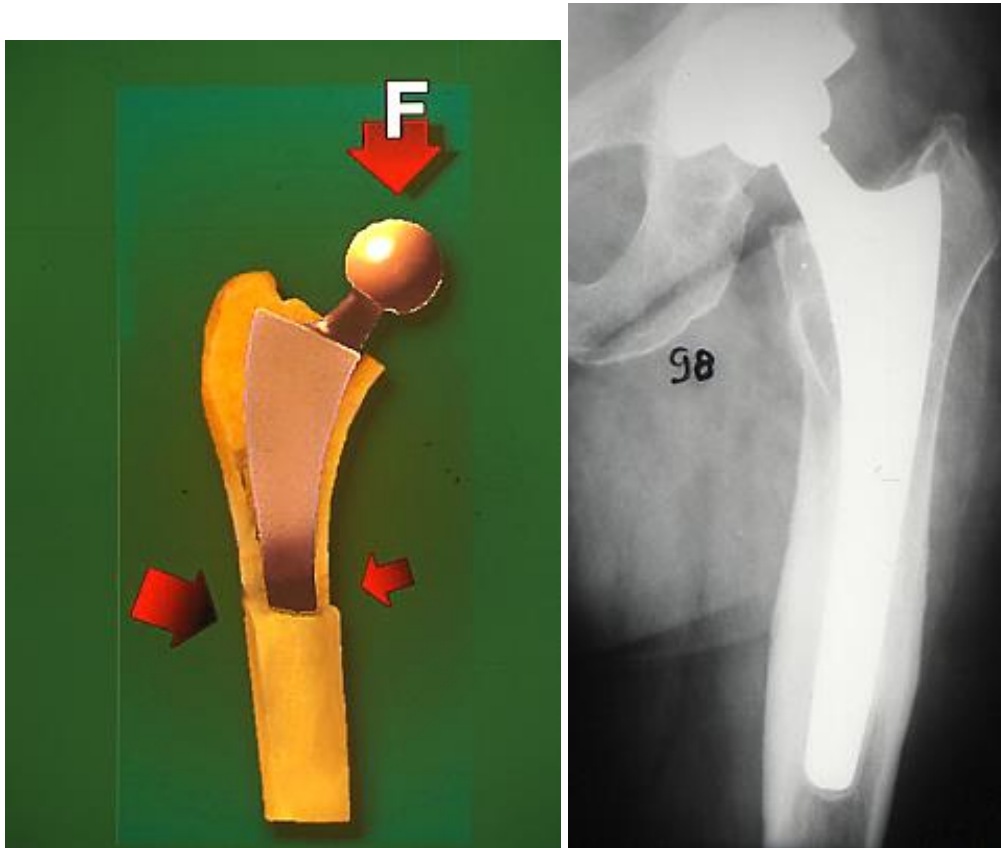


Figura 2. Transferencia de las solicitaciones producidas por la carga a la diáfisis femoral a través de componente protésico. En la imagen radiográfica se observa osteopenia proximal e hipertrofia en las corticales del fémur.

1.3 CUPULA NO CEMENTADA. FIJACIÓN BIOLÓGICA

El empleo de cúpulas no cementadas está ampliamente extendido. Sus ventajas son su fácil implantación y posible cambio de posición durante la cirugía, así como la utilización de un núcleo de polietileno modular que puede mejorar ligeramente un defecto de posición. Los requisitos para obtener una adecuada fijación son una estabilidad inicial suficiente y un contacto íntimo entre el hueso y la cúpula. La superficie externa de la cúpula no cementada se fija al acetábulo en el momento de la cirugía (fijación primaria),

posteriormente en un proceso que dura hasta dos años, el tejido óseo se fija adicionalmente al implante (fijación secundaria). La fijación inicial es esencial para conseguir buenos resultados a largo plazo.

Para obtener buenos resultados, una cúpula porosa requiere de un material biocompatible, una superficie con un tamaño del poro óptimo (100-400 micras) en contacto directo con hueso viable, y una adecuada estabilidad inicial. Si el implante tiene micromovimientos mayores de 40 micras la interfaz resultante será de tipo fibroso (28). La fijación primaria se puede conseguir mediante roscado, tetones, tornillos o por impactación a presión (*"press-fit"*). Las copas implantadas según la técnica de press fit consiguen una osteointegración duradera a largo plazo (61, 243).

El componente acetabular sin cementar generalmente de titanio, presenta tasas muy bajas de revisión debido a aflojamiento aséptico (110). La necesaria estabilidad o fijación primaria se puede obtener con la técnica de impactación (*"press-fit"*), a veces complementada con tornillos o tetones anti rotatorios (183,184). La mayoría de los componentes acetabulares no cementados tiene revestimiento poroso sobre toda su circunferencia para favorecer la penetración ósea, aunque difieren en cuanto a los medios de estabilización inicial. La fijación del componente acetabular con revestimiento poroso mediante tornillos transacetabulares se ha hecho popular pero conlleva riesgos para los vasos y vísceras intrapélvicos y requiere instrumentos flexibles para insertar los tornillos. Los tetones y las puntas (espigas) introducidos en cavidades preparadas en el hueso, proporcionan cierta estabilidad rotacional, pero menor que la obtenida con tornillos. Estas cúpulas con sistemas auxiliares de fijación, como tornillos o tetones anti rotatorios, tienen como ventajas el buen ajuste del fondo acetabular a la

cúpula metálica sin presencia de espacios vacíos polares, una estabilidad inicial, y un mínimo riesgo de fractura acetabular. Las desventajas son la posible existencia de partículas en los orificios de los tornillos siendo la aparición de osteolisis frecuente, o la posible lesión vascular por el empleo de tornillos. Con el fin de poder combinar las ventajas derivadas tanto de la existencia como de la ausencia de orificios, nuevos diseños utilizan un orificio apical que permite confirmar el buen asentamiento de la cúpula en el fondo acetabular, y que posteriormente es sellado con una tapa roscada con el fin de evitar los riesgos de una vía que haga posible la emigración de las partículas de desgaste (140). Actualmente, los componentes acetabulares de recubierta porosa que buscan la osteointegración son ampliamente utilizados, y diferentes tipos de diseños han alcanzado excelentes resultados en términos de fijación ósea (73, 139).

La impactación (“press fit”) se consigue mediante el empleo de un reborde periférico aumentado sobre la cúpula o por un fresado menor en 1-2 mm al diámetro de la cúpula utilizada. Las principales ventajas de este sistema son que no es necesario el empleo de tornillos suplementarios para cirugía primaria, y la obtención de un mejor sellado periférico que impide la entrada de partículas de polietileno. Sin embargo, sus desventajas son la posible existencia de un espacio vacío entre la cúpula metálica y el fondo acetabular, que tiende a desaparecer a los dos años, la posible fractura del acetábulo, al ser el fresado menor al diámetro de la cúpula, y su posible aflojamiento. Si implantamos un componente acetabular sin tornillos adicionales, es importante un fresado correcto del reborde acetabular y una preparación minuciosa del acetábulo para conseguir una adecuada y estable fijación inicial (58). Existen componentes que tienen un reborde periférico agrandado que se puede encajar a presión sin necesidad de

dispositivos de fijación adicionales. Este componente acetabular Interfit mejora la estabilidad inicial y la transferencia de presión periférica.

El uso de tornillos adicionales colocados a través del implante acetabular, puede ayudar en la fijación primaria en aquellos casos donde exista una pobre estabilidad intraoperatoria inicial (41, 235). Sin embargo, el riesgo de lesión vascular o nerviosa durante su colocación, y el efecto del posible acceso a través de los orificios de los tornillos de partículas de desgaste, con la consiguiente aparición de lesiones osteolíticas podría ser una consecuencia negativa para el uso de tornillos (195, 202) Actualmente, estudios biomecánicos han demostrado componentes acetabulares implantados no a press fit con tornillos adicionales presentaban un mayor micro movimiento que los componentes a “press fit” y que la introducción de tornillos durante la cirugía podría afectar a la estabilidad intraoperatoria (121).

Dorr y cols (58) observaron la importancia de fresar en profundidad la pared medial y el reborde acetabular. Recomiendan una buena cobertura de la copa, una pared medial gruesa podría estar relacionada con una mala osteointegración, así que el factor más importante para la fijación primaria es el contacto hueso-implante en todo el reborde cortical. La técnica de “pull out” durante la cirugía podría ser un test óptimo para evaluar la estabilidad primaria (231).

Un metaanálisis reciente mostró que no hubo diferencias entre la colocación de tornillos o no en cuanto a tasa de revisión, migración del componente o incidencia de osteolisis (168). Los tornillos pueden usarse de manera efectiva para proporcionar una fijación adicional cuando el “press fit” no es suficiente, sin embargo no existe una ventaja clara a favor de su uso (197, 243) En caderas sin un defecto acetabular importante, una

preparación ósea apropiada del acetábulo podría evitar usar tornillos adicionales. García-Rey señala la adecuada posición de la cúpula como el factor más importante relacionado con la fijación inicial primaria del componente acetabular (85). Una mejor reconstrucción del centro de rotación de la cadera hace que sea más infrecuente utilizar tornillos adicionales (85). En concordancia con el método de Ranawat y cols (193) una distancia CPFH-AFHC de más de 4 mm se asocia con un mayor riesgo de utilizar tornillos. El acetábulo debe de ser fresado en una posición anatómica para restablecer el centro de rotación de la cadera y obtener así una fijación estable del componente acetabular (231, 232). Además, una mayor anteversión del componente acetabular en las radiografías postoperatorias tiene menos riesgo de utilizar tornillos, lo que podría sugerir que un mal asentamiento en todo el anillo acetabular afectaría a la calidad del “press fit” (41, 202, 217, 235). El uso de tornillos es usado más frecuentemente en mujeres debido posiblemente a que el hueso subcondral es habitualmente más osteoporótico y con el fresado se disminuiría la estabilidad inicial (85). Dorr ha observado una estabilidad a largo plazo satisfactoria en estos pacientes si se preserva el hueso subcondral (58)

Sin embargo en algunas condiciones, la fijación inicial intraoperatoria podría no ser suficiente. La forma geométrica del acetábulo no es la misma en todos los pacientes, principalmente en pacientes jóvenes con defectos severos o en pacientes ancianos con artrosis primaria (91). Esta configuración acetabular diferente podría determinar la estabilidad primaria (58,91). Los diseños del componente acetabular pueden también influir en el “press fit” inicial. El tipo de biomaterial, la rugosidad de la superficie y los múltiples orificios presentes en algunos diseños pueden influir en la fijación primaria y en la deformación ósea acetabular (160, 217).

Nuevos materiales intentan mejorar la fijación de la cúpula al hueso. El tantalio es un material con un tamaño del poro óptimo y una mayor porosidad en comparación con el titanio (18). Estudios de laboratorio con modelo canino muestra un 40% de osteointegración de la superficie del implante con un mayor crecimiento de la densidad ósea por unidad de superficie. Sin embargo, hasta el momento no existen resultados clínicos que confirmen estos hallazgos. Estudios realizados en especímenes de cúpulas con excelentes resultados clínicos, han mostrado un porcentaje de osteointegración de sólo 10% al 30% de toda la superficie porosa (181), de manera que no está todavía definido el grado de osteointegración necesaria para obtener un buen resultado clínico.

La mayoría de los sistemas incorpora una cúpula metálica con diámetro externo de 40-75 mm, en la que se introduce un inserto modular de polietileno. Esta combinación permite emplear diferentes tamaños de cabeza, desde 22 a 36 mm de acuerdo con las preferencias del cirujano. El inserto de polietileno se debe de fijar con seguridad a la carcasa metálica. Los mecanismos actuales incluyen presillas metálicas que atrapan el inserto, pestañas de plástico y anillos de alambre metálico que se fijan en surcos del componente metálico y tornillos de colocación periférica. Estos métodos de fijación están siendo objeto de más atención, ya que se han detectado casos de disociación in vivo entre el inserto de polietileno y la cúpula metálica. Además, la micro movilidad existente entre la cara no articular del componente y el interior de la cúpula metálica externa puede dar lugar a la formación de partículas de polietileno o desgaste posterior. La observación de este problema ha conducido a la introducción de mejoras en la fijación del inserto con la cúpula metálica y algunos implantes han añadido el pulido del interior de esta última.

A pesar de una fijación ósea excelente a largo plazo, la osteolisis es relativamente frecuente (195,235). Estudios recientes han confirmado que los orificios para los tornillos situados en la superficie del componente acetabular influyen en la extensión de la osteolisis a largo plazo, tanto si se usan tornillos como si no (223). Nuevas generaciones de los mismos implantes tratan de mejorar los resultados en relación con el desgaste del polietileno si bien no existen todavía estudios que lo confirmen. Si bien las cúpulas modulares son las más utilizadas debido a las ventajas anteriormente citadas, modernas cúpulas no modulares reclaman como principal ventaja el menor desgaste de su núcleo de polietileno y, por tanto, la menor frecuencia de osteolisis que aumentaría la supervivencia del implante. Las cúpulas no modulares están diseñadas para aumentar el grosor del polietileno y su unión directa de fábrica con la bandeja metálica disminuye los micro movimientos entre ambos componentes, fuente de liberación de partículas de desgaste. Young y cols (248) refieren un menor desgaste lineal en cúpulas no modulares. Por otra parte, el verdadero desgaste es menos variable en las cúpulas no modulares por la ausencia de movimiento entre el polietileno y la bandeja metálica, causa de fricción entre los dos componentes como ocurre en las cúpulas modulares. Young y cols también encuentran una menor tasa de osteolisis en las cúpulas no modulares (248). Sin embargo, su principal desventaja sería la difícil revisión quirúrgica de un componente osteointegrado por desgaste del polietileno no modular.

El desgaste excesivo de los insertos de polietileno más delgados representa una preocupación importante. El componente metálico debe ser suficientemente grueso para evitar el fracaso por fatiga, lo que exige una disminución correspondiente del grosor del inserto de polietileno para obtener un componente con indeterminado

diámetro externo. Bartel y cols. predijeron cargas excesivas dentro del polietileno cuando el grosor del plástico disminuía por debajo de 5 mm, lo que supone un riesgo de fracaso prematuro como consecuencia del desgaste (9). Así pues para mantener un grosor suficiente de polietileno, se deben emplear cabezas femorales de tamaño más pequeño con un componente acetabular de diámetro externo más reducido.

La mayoría de los componentes acetabulares modernos está disponible con varias posibilidades de insertos de polietileno. Algunos diseños incorporan un suplemento sobre parte de la circunferencia del reborde, mientras que otros reorientan completamente la abertura del inserto hasta en unos 20°. Otros diseños simplemente lateralizan el centro de rotación de la cadera sin reorientar la apertura del mismo. Tales diseños pueden compensar pequeños defectos en la colocación de la cúpula metálica y mejorar la estabilidad de la articulación.

La osteolisis secundaria a las partículas de desgaste de polietileno se ha manifestado como el factor más importante que compromete la supervivencia a largo plazo de la artroplastia total de cadera (5, 6, 214). Se han propuesto pares de fricción alternativos para reducir este problema, especialmente en pacientes más jóvenes y activos, que se encuentran en mayor riesgo de presentar un desgaste acelerado del polietileno. Los nuevos pares de fricción, como los polietilenos altamente entrecruzados (“cross-linked”), los pares metal-metal y los pares cerámica-cerámica pueden eventualmente sustituir al polietileno convencional, pero cada uno de ellos presenta inconvenientes potenciales.

1.4. POLIETILENO DE ULTRA ELEVADO PESO MOLECULAR (UHMWPE)

El polietileno de ultra elevado peso molecular (UHMWPE) es un material viscoelástico ampliamente utilizado en la cirugía de sustitución articular, tanto en cadera como en rodilla. Entre las propiedades del polietileno hay que destacar la resistencia a la abrasión, su resistencia al impacto, su bajo coeficiente de fricción, sus propiedades auto lubricantes, su resistencia al agrietamiento por tensión, su resistencia a la fatiga y su capacidad de atenuación de energía mecánica (103).

4.1 Requerimientos del polietileno utilizado en artroplastias

El primero en utilizar el polietileno como par de fricción en la artroplastia fue Sir John Charnley en 1961, tras el fallo precoz del politetrafluoroetileno (PTFE, teflón) (35). Particularmente en la cadera y en la rodilla se han encontrado propiedades beneficiosas en cuanto a la tribología y la biomecánica con el uso del polietileno de ultra alto peso molecular (ultra-high molecular weight polyethylene, UHMWPE). El UHMWPE ha sido el principal material utilizado para conseguir buenos resultados a largo plazo en la prótesis de cadera.

El UHMWPE es un material viscoelástico formado por polimerización de moléculas de etileno a alta presión, ampliamente utilizado en la cirugía de sustitución articular, tanto en cadera como en rodilla. Desde su introducción, sus características han ido mejorando notablemente, y en la actualidad hay diferentes métodos de fabricación y de esterilización que condicionan su comportamiento a corto, medio y largo plazo frente a la oxidación y el desgaste. Estudios clínicos muestran que el polietileno es el único polímero de interposición que mantiene una supervivencia de más de 20 años (100-102).

La microestructura del polietileno engloba un polímero semicristalino con una fase cristalina de cristales laminares y una fase amorfa de cadenas moleculares entrelazadas. Las propiedades mecánicas beneficiosas se basan en la conexión de las largas cadenas moleculares con las diferentes láminas a través de la fase amorfa. La reconocida biocompatibilidad de la fase amorfa y el conocimiento de las propiedades del material provocaron el uso extendido del UHMWPE. Las propiedades mecánicas requeridas para el UHMWPE de uso en ortopedia están definidas en normas ISO y ASTM F-648 en las que se recogen los valores mínimos específicos para la resistencia a la fatiga, a la tensión, a la elongación, a los impactos, así como la densidad, dureza y resistencia a la deformidad. Todos los polietilenos de uso en ortopedia deben satisfacer estos requerimientos. De hecho, todos los polietilenos en el mercado cumplen estos requisitos independientemente de su procedimiento específico de fabricación. Dos son las compañías que suministran el polietileno: Ticona (antes Hoechst) que elaboran el Hostalen GUR 4150 y Hostalen GUR 4120, ambos en forma de polvo, y Montell que produce 1900 y 1900H. Aunque existen diferencias entre su peso molecular no hay datos concluyentes sobre su comportamiento frente al desgaste. En su proceso de manufacturación, la copa acetabular puede moldearse mediante presión y calor, o bien fabricando barras o láminas por extrusión y después mecanizando a partir de ellas las copas definitivas. Durante el proceso de fabricación, deben evitarse los defectos de fusión en su estructura, ya que las partículas del polímero deben estar bien fusionadas entre sí. Sin embargo existen estudios que no han podido establecer que esto juegue un papel crucial en el desgaste o en la supervivencia (101).

Gómez Barrena y cols (100,101) refieren la necesidad de obtener un material bien consolidado, para lo que se requiere expeler el aire que contiene el polvo o la resina-

base. Dicho polvo, antes de pasar a su estado sólido, tiene 65% de aire y 35% de partículas. La retirada del aire permite una mayor homogeneización del material evitando el oxígeno residual que aumentaría la oxidación. La consecuencia de la oxidación es una menor resistencia al desgaste y un mayor riesgo de aparición de osteolisis (100,101, 125, 188). La oxidación se trata de evitar mediante el empaquetamiento en ambiente inerte (en vacío o con nitrógeno). Sin embargo ya el polvo inicial contiene oxígeno difícil de eliminar (103). La oxidación del polietileno fragmenta las cadenas del polímero formando radicales libres y dobles enlaces carbono-carbono.

A largo plazo, y debido a la supervivencia elevada de los implantes protésicos el UHMWPE se puede llegar a ver afectado debido a limitaciones en su composición. El desgaste del polietileno se ha convertido en el principal inconveniente con la subsiguiente generación de partículas de desgaste y osteolisis secundaria y aflojamiento del implante (198, 199, 241) relacionado con partículas submicrométricas (107, 156, 157, 158) de diferentes polietileno.

Los procesos de elaboración y esterilización del polietileno influyen en sus propiedades físicas en relación con la resistencia al desgaste (100-103, 159, 190). La irradiación gamma en aire, muy utilizada desde hace más de 40 años, introduce no sólo el efecto beneficioso del entrecruzamiento de las cadenas incrementando así la resistencia al desgaste, sino el efecto perjudicial de la formación de radicales libres, si no se le da algún tratamiento especial. Estos radicales libres se oxidan en presencia de oxígeno y con el envejecimiento, dando lugar a fragilidad y disminución de la resistencia a la fatiga, al producir cambios en el polietileno de manera no homogénea.

Históricamente, los implantes de polietileno se esterilizaban irradiándolos a 2,5 mrad con haces de electrones o con irradiación gamma. Este tipo de degradación aparece debajo de la superficie del polietileno como una lámina blanquecina (banda blanca). Por lo tanto, a largo plazo, la combinación de un material con pobres propiedades mecánicas sumado a los elevados requerimientos mecánicos conducirá a un fallo de la prótesis y a la cirugía de revisión. Debido a esto, se desarrollaron alternativas a este polietileno.

En 1986 se utiliza la irradiación gamma de los núcleos de polietileno en atmósfera de nitrógeno para favorecer el entrecruzamiento de las moléculas de polietileno. De este modo se pretendía reducir la movilidad entre las cadenas de polímeros mediante la introducción de enlaces covalentes adicionales. Aunque la consecuencia fue la reducción del desgaste en un 50% en comparación con el desgaste no irradiado, generaba la formación de radicales libres. Otros métodos utilizados en aquellos momentos para reducir el desgaste eran el tratamiento por plasma gas o con óxido de etileno. Sin embargo, estas últimas técnicas no inducían el entrecruzamiento y por tanto no conseguían reducir de modo significativo el desgaste.

Mediante la irradiación con rayos gamma entre 25 y 40 kGy además de incrementar el entrecruzamiento y reducir por tanto el desgaste, aparecían radicales libres que en presencia de oxígeno oxidaban el material, reduciendo la capacidad mecánica de evitar el desgaste. Para evitar este problema a finales de los años noventa se usaron altas dosis de irradiación en la parte amorfa del polietileno generándose así una alta densidad de entrecruzamientos con la ventaja potencial de incrementar la resistencia al desgaste. Mientras que una baja densidad de entrecruzamiento se conseguía con la dosis de esterilización (básicamente con irradiación gamma), una alta densidad de

entrecruzamiento se obtuvo con una dosis de irradiación gamma de 50-100 kGy o mediante irradiación beta de alta energía (electrón beam). Apareció así la primera generación de polietileno altamente entrecruzado. La irradiación gamma, por su gran capacidad de penetración asegura una esterilización en profundidad y no sólo la superficie como sucede con el óxido de etileno o el gas plasma. Sin embargo, la irradiación gamma produce una alta energía capaz de romper las cadenas del polietileno produciendo radicales libres. Si no existe oxígeno, los radicales libres reaccionan entre sí dando lugar al entrecruzamiento de las cadenas, mejorando las propiedades mecánicas del polímero. De esta manera, en los años 1998 y 1999 se produjeron cambios sustanciales en el proceso de irradiación y esterilización desarrollándose los polietilenos altamente entrecruzados (HXLPE). Se incorporaron procesos térmicos para disminuir los efectos indeseables de las altas dosis de irradiación, sin embargo, cambios en la estructura del polietileno podrían modificar sus propiedades mecánicas. De esta manera, aparecieron nuevos métodos que tratan de inducir de modo más eficaz el entrecruzamiento de las moléculas y radicales libres entrecruzando las cadenas de polietileno en la fase amorfa ("cross-linking"), basándose en la irradiación mediante haz de electrones en caliente con 95 kGy durante pocos segundos y calentamiento a 150°C para eliminar los radicales libres, manufacturando y esterilizando el producto con óxido de etileno o con plasma gas (207, 247). El principio es el mismo que la irradiación gamma, pero mil veces más eficaz. Para evitar el posible aumento de radicales libres en la fase cristalina, se realiza la radiación con el material parcialmente fundido, lo que disminuye la fase cristalina evitando la formación de radicales libres, asociando una elevación de la temperatura que funde los cristales con radicales libres y una recrystalización con enfriamiento controlado que forme una nueva fase cristalina sin

radicales libres (103, 190, 234). Las pruebas de los productos tratados con este nuevo método, muestran unas excelentes propiedades tribológicas y una mayor resistencia al desgaste del polietileno, especialmente por abrasión (19, 64, 166). Sin embargo, aunque el “cross-linking” mejora la resistencia del polietileno al desgaste por abrasión, tiene como desventaja que reduce sus propiedades mecánicas, incluyendo la resistencia a la tensión, el módulo de elasticidad, o la dureza del polietileno. Pruitt y cols (189), han publicado efectos adversos del “cross-linking” sobre las propiedades mecánicas estáticas y cíclicas del polietileno que pueden favorecer el fracaso in vivo del implante, por ejemplo fallo por fatiga en regiones donde se produce un acúmulo de sollicitaciones, como son los mecanismos de bloqueo del polietileno dentro de la bandeja metálica (166). Baker y cols refieren una disminución en la resistencia a la propagación a la fatiga (4). Además, la respuesta biológica a las partículas de desgaste en este tipo de polietilenos es controvertida, ya que el tamaño y la forma de las partículas liberadas por los polietilenos muy entrecruzados son similares a las liberadas por los polietilenos convencionales, y el tamaño de las partículas del polietileno disminuye en relación con su entrecruzamiento, por lo que puede originar una mayor respuesta osteolítica.

Una segunda estrategia novedosa para reducir el potencial oxidativo mientras se mantienen las propiedades mecánicas del material está basada en la mezcla de vitamina E con la resina antes de moldear el material, o incorporar la vitamina E al material después de la consolidación por vía difusión. La vitamina E es un potente aditivo biocompatible que es ampliamente utilizado en la industria alimentaria, debido a sus propiedades antioxidantes. Ambas técnicas introducen la vitamina E a niveles de concentración mínimos (debajo de 500 ppm) bajo las cuales el entrecruzamiento no se ve afectado de manera significativa (174, 200). De esta manera, la resistencia frente al

desgaste se reduce, pero los cambios en la microestructura originados con los tratamientos térmicos se evitan ya que influyen negativamente en las propiedades mecánicas del material. Buenos resultados ya han sido publicados a medio plazo (16, 21, 55, 57, 93, 87, 90, 230).

Los insertos de polietileno altamente entrecruzados de la mayoría de los fabricantes son compatibles con los componentes acetabulares modulares. El inserto se puede reemplazar con los nuevos materiales sin recambiar la cúpula metálica en casos de reintervención por osteolisis, luxación o en el momento de la revisión del componente femoral. Existen distintos modelos de inserto igual que el polietileno convencional.

Pese a estos problemas en su fabricación, el UHMWPE sigue ampliamente utilizado debido a sus beneficiosas propiedades mecánicas y tribológicas, su facilidad para diseñarlo, su capacidad para absorber los impactos y su tolerancia a la carga y su bajo precio de fabricación. Por lo tanto, las tres características que debe de tener el polietileno son:

1. Conseguir la suficiente resistencia al desgaste para evitar o retrasar la osteolisis.
2. Conseguir la estabilidad oxidativa del material.
3. Evitar perder las propiedades mecánicas en el proceso de fabricación.

1.4.2 DESGASTE DEL POLIETILENO

A. Tipos de Desgaste

Pese al buen comportamiento mostrado, el polietileno sufre, como cualquier biomaterial, un proceso de desgaste con el paso del tiempo. Este desgaste se produce fundamentalmente por tres mecanismos: adhesión, abrasión y fatiga.

1) Desgaste por adhesión se produce si la fuerza de los microcontactos, por ejemplo entre el polietileno y el metal de la cúpula sobrepasa la fuerza del material, y el polietileno desprende partículas en forma de fibrillas o pequeñas porciones, del tamaño de una micra. Debido a estas magnitudes, el desgaste por adhesión hace que el polietileno aparezca pulido a la visión normal. Sin embargo la liberación de millones de partículas de desgaste debido a este mecanismo es la causa principal de la aparición de la osteolisis (118,120).

2) Desgaste por abrasión se produce cuando existe una superficie irregular que se interpone, como un tercer cuerpo o un defecto en el polietileno.

3) Desgaste por fatiga produce delaminación del polietileno por la existencia de sollicitaciones cíclicas aplicadas sobre la superficie de carga. Como en los casos anteriores puede liberar partículas de una micra y no ser visible, o bien a una escala perceptible a simple vista.

Aunque la corrosión de un componente metálico o la oxidación del polietileno no son mecanismos de desgaste propiamente dichos, disminuyen la resistencia del material (156). Cualquiera de estos mecanismos de desgaste puede actuar en una de las siguientes formas:

Bajo condiciones ideales.

Tipo 1. Se produce en el par de fricción por su propio fundamento. Corresponde sólo a la articulación entre dos superficies de carga, es decir en una prótesis que funcione.

Bajo condiciones adversas:

Tipo 2. Producido por movimientos no deseados entre las superficies articulares. Así cuando una superficie de la articulación es de carga y la otra no. Por ejemplo en una prótesis en que la cabeza femoral perfora el núcleo de polietileno, después de un importante desgaste del tipo 1, y contacta directamente con la copa metálica.

Tipo 3. Corresponde a una articulación en la que existe un tercer cuerpo abrasivo interpuesto.

Tipo 4. Debido al roce entre dos superficies de la articulación que no son de carga. Por ejemplo, el desgaste que se produce por la fricción entre la parte interna de la copa metálica y la parte externa del núcleo de polietileno, o la fricción que se produce en la unión entre el cuello y la cabeza femoral de una prótesis modular. Las prótesis porosas tienden a liberar partículas metálicas que actúan como un tercer cuerpo interpuesto a modo del tipo 3.

Por tanto, las superficies de carga de una prótesis articular debe tener una alta resistencia al desgaste bajo condiciones ideales (tipo 1) y adversas (tipos 2, 3 y 4).

1.4.3. DESGASTE DEL POLIETILENO EN LA CLÍNICA

El desgaste de polietileno es, quizás, el factor determinante del fracaso de una prótesis total de cadera (77,78, 80, 118, 223, 245,246). El desgaste depende de numerosos factores, unos intrínsecos que se relacionan con la calidad y configuración del polietileno (6), y otros extrínsecos al material y que dependen del otro componente del par de fricción, como son el tamaño de la cabeza femoral (144) y la distancia del eje del vástago a la cabeza femoral ("*offset*"), y de factores que aumentan las sollicitaciones mecánicas, como la edad, género, nivel de actividad, y peso del paciente (20, 209).

Factores Intrínsecos

Ya se han referido los diferentes tipos de fabricación, esterilización y desgaste del polietileno. A pesar de las modificaciones que intentan mejorar sus propiedades, se siguen refiriendo valores medios anuales entre 0.1 y 0.2 mm/año (26), lo que significa una liberación de millones de partículas submicrónicas dentro de la articulación (156,157).

El espesor del polietileno es un factor importante en la aparición de un mayor desgaste. La concentración de cargas disminuye a medida que el espesor aumenta, siendo peligrosamente elevadas en cúpulas con un polietileno menor de 8 mm (3,132, 231).

En los implantes modulares, la mala conformidad y el movimiento entre el polietileno y la bandeja metálica puede producir desgaste (40). La mala conformidad entre los diferentes componentes acetabulares puede producir un pistoneo con la carga de consecuencias todavía no bien conocidas, si bien la extrusión del polietileno y su dislocación dentro de la cúpula metálica, observado en algunos diseños (162, 177), es un claro signo de este problema. Las nuevas generaciones de cúpulas no cementadas

intentan mejorar el sistema de bloqueo entre el polietileno y la bandeja metálica excluyendo núcleos de delgado grosor.

La fricción entre las cabezas de los tornillos y la bandeja metálica es otra fuente de partículas, que pueden emigrar a través de los orificios existentes y facilitar su emigración a la interfaz hueso-implante. La fricción entre la cabeza y el cuello femoral en las prótesis modulares es también otra causa de liberación de partículas (233).

Factores Extrínsecos

Entre los factores extrínsecos al polietileno, el diámetro de la cabeza femoral es importante: el desgaste volumétrico del polietileno aumenta el 5% por cada aumento de 1 mm de diámetro de la cabeza, y se explica por la mayor fricción (144). La rugosidad del material de la cabeza también producirá un mayor desgaste (65).

Otro factor extrínseco es la actividad del paciente. Se ha calculado que una prótesis de cadera libera alrededor de 500.000 partículas de polietileno a cada paso, con variaciones individuales dependiendo de la actividad de cada paciente, lo que explica la mayor aparición de aflojamientos y osteolisis entre los jóvenes.

1.4.4. MEDICIÓN DEL DESGASTE DE POLIETILENO EN LA CLÍNICA

La asociación entre el desgaste de polietileno, osteolisis y aflojamiento del implante protésico es una de las cuestiones actualmente más debatidas en el campo de la

investigación ortopédica (118, 149, 150, 201). Por tanto, el análisis y medición del desgaste de polietileno es de gran importancia en el estudio a largo plazo de la prótesis total de cadera. Si bien el estudio de cúpulas tomadas en el momento de la revisión quirúrgica o en autopsias permite cuantificar en laboratorio de modo exacto el desgaste del polietileno, siempre el número de estas muestras será limitado. Es por tanto necesario medir el desgaste mediante el análisis radiográfico de los implantes funcionantes.

Aunque la mayoría de los estudios clínicos utilizan la emigración de la cabeza femoral dentro del núcleo de polietileno como índice de desgaste acetabular, esta penetración no es lineal. Se ha observado, en estudios de laboratorio de cúpulas revisadas, la existencia de múltiples vectores de desgaste en un 30% de las cúpulas, especialmente en aquellas con núcleo de polietileno poco congruentes (151). El origen de esta multiplicidad no está bien definida, ya que es bien conocido que la penetración de la cabeza dentro del polietileno se debe a la deformidad plástica del polietileno o fluencia, al movimiento entre el polietileno y la copa, especialmente en aquellos diseños poco congruentes, y al desgaste verdadero por la liberación de partículas.

La valoración radiográfica del llamado desgaste acetabular no es pues más que el análisis de la penetración de la cabeza femoral dentro del núcleo de polietileno. La medición aislada de este movimiento de la cabeza femoral dentro de la cúpula acetabular, especialmente en las cúpulas porosas y modulares, no permite al clínico distinguir entre los dos procesos, anteriormente referidos, que lo producen:

Movimiento de acoplamiento del núcleo de polietileno dentro de la bandeja metálica y deformación plástica permanente del polietileno, que se conoce como fluencia.

Desgaste verdadero, ocasionado por la liberación de partículas.

Las dos primeras causas han sido consideradas por lo que Sychterz y cols. definen como acoplamiento ("*bedding-in*"), siendo de suma importancia su estudio para determinar el comportamiento posterior de la cúpula acetabular (54, 54, 220-222).

La obtención de una baja fricción en las superficies de contacto ha sido una de las causas de los excelentes resultados en la prótesis total de cadera. El polietileno convencional, de ultra elevado peso molecular irradiado con irradiación gamma en aire ha sido utilizado desde 1960, sin embargo es conocido que el mayor desgaste comparado con el Polietileno Altamente Entrecruzado hace que se incremente la aparición de osteolisis y aflojamiento. (80, 111, 115). Este desgaste ha sido asociado a diferentes factores relacionados con el paciente: edad, actividad física y peso, factores relacionados con la cirugía: orientación de la copa y factores relacionados con el implante, como el uso de un inserto más delgado, cabezas femorales grandes o copas modulares. Las mediciones radiográficas secuenciales del desgaste del polietileno de ultra elevado peso molecular han mostrado que existe un desgaste inicial o temprano, denominado asentamiento (*bedding-in*). Este desgaste precoz del polietileno es debido al asentamiento de éste dentro de la copa acetabular no cementada. Se ha observado que este primer desgaste ocurre hasta los 18 o 24 meses. El denominado desgaste verdadero aparece después y se asume que como consecuencia aparecen partículas de debris procedentes de la superficie de fricción (220,221, 254, 246).

Una excelente fijación ósea es obtenida con acetábulo sin cementar, sin embargo se han registrado elevadas tasas de desgaste de polietileno (47, 91, 140). Además algunos diseños de polietileno con forma hexagonal han obtenido altas tasas de rotura a pesar

de la osteointegración conseguida (86). La mayoría de las copas sin cementar son modulares, ocasionándose en otra superficie de fricción entre el inserto de polietileno y la bandeja metálica del componente acetabular. Por esta razón, se han diseñado diferentes sistemas para conseguir un anclaje del inserto al componente acetabular adecuado y seguro (3). El desgaste del inserto de polietileno durante los primeros meses tras la cirugía es parte del denominado asentamiento (*bedding-in*), por lo que una adecuada conexión entre el inserto y la copa es muy importante para disminuir la cantidad de desgaste final del polietileno.

1.4.5. DESGASTE MEDIO FRENTE A DESGASTE SERIADO

El desgaste del polietileno es el factor más importante que afecta a la supervivencia de la prótesis total de cadera, así que es preciso evaluar secuencialmente las radiografías durante el seguimiento en el tiempo. Diferentes autores han registrado este desgaste en el tiempo, midiendo la penetración de la cabeza femoral en el inserto de manera secuencial (47, 87, 89, 220, 221). Como se ha referido anteriormente, se acepta que el desgaste del polietileno se divide en dos procesos diferentes, el asentamiento inicial o "*bedding-in*", que ocurre durante el primer o segundo año postoperatorio y está relacionado con el asentamiento o acomodación del polietileno en la bandeja metálica del componente acetabular (en implantes modulares) y el desgaste verdadero que aparece después y es el relacionado con las partículas de debris (96, 221).

Wroblewski y cols, en un estudio de laboratorio, analizó el desgaste en prótesis cementadas con baja fricción utilizando cabezas de cerámica (alúmina) de 22.225 mm de diámetro y registró que el desgaste fue mayor durante el primer año postoperatorio,

relacionado al bedding in y a continuación fue mucho menor (246). García Rey y cols (84) observaron que cabezas grandes se usaban con polietilenos más delgados con lo que aumentaban el desgaste. Además se observó que un aumento en el grado de abducción acetabular es un factor de riesgo para incrementar el desgaste y que el desgaste debido al asentamiento es mayor en las seis primeras semanas después de la cirugía. Coinciden con Sychterz y cols, en que el desgaste durante el período de asentamiento es mucho mayor que el desgaste medio lineal anual en todos los casos, así que es importante diferenciar estos fenómenos cuando se va a analizar en cualquier estudio (221). Diferentes estudios a corto- medio plazo de seguimiento han demostrado una disminución del desgaste medio lineal anual debido a una disminución del verdadero desgaste ya que se han realizado mejoras en la calidad del polietileno. Además se ha demostrado que el desgaste debido al asentamiento es menor con los polietilenos altamente entrecruzados frente a los polietilenos convencionales (87, 96).

1.4.6. MÉTODOS DE MEDICIÓN DEL DESGATE EN LA CLÍNICA

Existen diferentes medios de medición en la clínica, métodos manuales y métodos digitales.

Métodos manuales de medición del desgaste

Mediante el empleo de radiografías simples es posible determinar la penetración de la cabeza femoral dentro del núcleo de polietileno midiendo el movimiento del centro de

la cabeza femoral en relación con el centro de la cúpula acetabular. Históricamente, los centros de los dos componentes protésicos se han determinado manualmente, asociándose a errores inter e intraobservadores, causa para algunos autores de la gran variación existente en las diferentes series (53, 54).

Los métodos manuales de medición del desgaste de polietileno son menos exactos que los modernos métodos mediante técnicas asistidas por ordenador (186), e incluso a veces, son laboriosos de realizar. La falta de exactitud de los métodos manuales depende de varios factores, así estas técnicas no corrigen la posición del centro del haz de rayos X en la radiografía anteroposterior, que no está directamente en línea sobre los componentes protésicos, por lo que las proyecciones radiográficas de la cabeza y de la cúpula son elípticas, y no circulares como asumen todas las técnicas utilizadas (186). Otro factor es la cubierta porosa de las cúpulas no cementadas que hace, en ocasiones, difícil de determinar el borde de las mismas. Finalmente la exactitud de los métodos manuales depende de los instrumentos utilizados por el cirujano, por lo que siempre existirá una gran variabilidad interobservador. Todos estos factores disminuyen la utilidad de los diferentes métodos manuales. Sin embargo, a pesar de estas limitaciones, los métodos manuales de medición del desgaste del polietileno siguen siendo muy utilizados debido a su sencillez en la clínica diaria (186).

Los métodos manuales más frecuentemente utilizados son:

Unirradiográfico: Desarrollado por Charnley y Cupic en 1973, es el primer método utilizado para medir el desgaste acetabular en una radiografía simple (37) . El método sólo requiere de una radiografía de pre revisión, y la medición no necesita tener en cuenta la magnificación producida por la radiografía.

Duorradiográfico: Charnley y Halley desarrollaron el método Duorradiográfico, donde se comparaba el desgaste de la última radiografía con la postoperatoria (38). El desgaste medio con el método duorradiográfico era 0.07 mm al año, la mitad que con el método unirradiográfico.

Durante los últimos años setenta y primeros ochenta, se pensó que era imposible medir el desgaste en las radiografías (196). El análisis en laboratorio de cúpulas tomadas durante la revisión quirúrgica aportó nuevos conocimientos en relación con la dirección y magnitud del desgaste acetabular. Wroblewski (245, 246) y Livermore y cols. (144) comparan los métodos manuales para la determinación del desgaste de polietileno en las radiografías con las mediciones directas del desgaste de las cúpulas tomadas en autopsias o en revisiones.

El método de Livermore y cols., actualmente el método manual más utilizado en la clínica, consiste en encontrar el centro de la cabeza femoral mediante el empleo de círculos concéntricos. Se mide con un compás la distancia entre dicho centro y la tangente a la parte externa de la cúpula en su zona más estrecha (144). Se asume que esta distancia entre los dos puntos es la dirección del desgaste máximo. Comparando las distancias de la radiografía postoperatoria con la última radiografía, tendremos la medición del desgaste con una precisión de 0.07 ± 0.62 mm (186). Los autores obtenían cálculos del volumen del desgaste mediante el empleo de fórmulas bidimensionales, con una precisión de 0.1 mm, y desarrollaron una plantilla para medir el menor grosor del polietileno, de manera similar al método de Livermore, en una radiografía anteroposterior de pelvis.

Método de Dorr y cols.: El empleo del método de medición de Livermore y cols. requiere de implantes protésicos en que la cabeza femoral sea de diferente densidad radiográfica que la bandeja metálica. En los diseños en que ambos componentes son del mismo material, como sucede en el modelo PCA, no es posible delimitar el centro de la cabeza femoral, por lo que es necesario utilizar diferentes sistemas de medición. Lo mismo sucede en cúpulas con bandeja metálica no hemisférica. El método recomendado por Dorr y cols. (61, 238) resulta de gran utilidad en estos casos. Dorr y cols utilizan la línea acetabular en la radiografía anteroposterior. Se miden a lo largo de esta línea de referencia, las distancias entre la parte superior e inferior de la cabeza femoral y la parte superior de la bandeja metálica. El desgaste lineal sería la diferencia entre ellas dividida por dos, tras realizar la correspondiente corrección debido a la magnificación de la imagen radiográfica. Aunque muy sencilla de utilizar, la técnica de Dorr sobrevalora la medición del desgaste en comparación con otros métodos de medición (8, 63). Pollock y cols refieren un error medio de 1.54 ± 1.21 mm (186).

Métodos digitales de medición del desgaste

Recientemente se han desarrollado diferentes métodos con ayuda de ordenador para medir de modo automático el desgaste acetabular, dibujando círculos en la periferia de la cabeza femoral y de la cúpula acetabular y determinando la distancia entre los dos centros (53, 54, 150, 206, 220, 221). Mediante el empleo de estas técnicas se ha mejorado la exactitud de las mediciones del desgaste acetabular, aumentando su reproductibilidad (disminución del error intraobservador). Las periferias de los dos componentes protésicos pueden detectarse mediante el empleo de un programa de

ordenador o mediante la simple visión del observador. Sychterz y cols han mostrado una mayor reproductibilidad cuando se utiliza el ojo humano que mediante diferentes programas, siempre que el observador sea experimentado (0.11 ± 0.06 mm frente a 0.25 ± 0.25 mm) (223), si bien las radiografías analizadas tienen que ser de calidad suficiente para que los bordes de los componentes protésicos puedan ser adecuadamente analizados. La calidad de las radiografías viene dada por la buena definición en los bordes de la cúpula acetabular y la cabeza femoral. La mala calidad radiográfica aumenta progresivamente el error en las mediciones. Sychterz y cols (223) refieren un error medio de 0.14 ± 0.09 mm en radiografías de buena calidad y errores de hasta 0.23 ± 0.22 mm en radiografías de mala calidad.

Diferentes métodos digitales frecuentemente utilizados son:

Hardinge y cols: Hardinge y cols utilizan un sistema mediante análisis de la imagen, que fue descrito para múltiples mediciones ("*Maxima Computer Analysis*") (144). Mediante el empleo de una videocámara, las imágenes son digitalizadas, con lo que pueden ser mejoradas y estandarizadas. La digitalización de las imágenes radiográficas permite su manipulación, cambiar su intensidad, y contrastarla de modo matemático, siendo las mediciones más exactas al poder tomar puntos de referencia de modo automático.

Devane y cols (53, 54) describen una técnica con ordenador para el análisis tridimensional del desgaste de polietileno en cúpulas acetabulares anatómicas porosas, capaz de ser utilizado en estudios retrospectivos. Su técnica, que requiere de radiografías anteroposteriores y verdaderas laterales, difíciles de obtener en la clínica, no incorpora la interpretación computadorizada de las radiografías digitales, incluso insiste en la manipulación computadorizada de los puntos digitalizados manualmente

de las radiografías anteroposteriores. Devane y cols refieren una aproximación de ± 0.15 milímetros sobre la base de análisis de un modelo fantom (*phantom*) con magnitudes de desgaste predeterminadas.

Martell y Berdia comparan la aproximación del método manual de medición del polietileno de Livermore y cols (150), y el empleo de radiografías digitales mediante el uso de círculos concéntricos y detectan una aproximación de 0.26 y 0.08 respectivamente.

Con un sistema de digitalización de imagen y con un programa de diseño (AutoCAD), se pueden registrar los centros de los círculos que representan la cabeza femoral y la bandeja metálica. La diferencia entre los dos centros representa la penetración de la cabeza femoral dentro de la cúpula (136, 220). Si se toma como referencia la línea que une las dos lágrimas de Köhler, para lo que es necesario que dicha línea sea paralela al borde del *scanner*, también se puede medir el ángulo del vector de la penetración de la cabeza femoral en el núcleo de polietileno que forma con la bisectriz a la línea citada (150, 220). Teniendo en cuenta la gran variabilidad que se observa en las radiografías realizadas en el postoperatorio inmediato en que el paciente todavía está en la cama, debe considerarse como posición “cero” el desplazamiento que se observa en la radiografía tomadas antes de los tres primeros meses y el desgaste subsiguiente se referirá a esta posición inicial (136). Sychterz y cols han validado este método de valoración digital encontrando una subestimación media del verdadero desgaste de 0.19 mm, si bien depende del grado de anteversión de la cúpula, error de 0.08 mm para cúpulas con 30° de anteversión, 0.22 mm si es de 15°, y 0.28 mm si es de 5° (220).

Análisis radioestereométrico (RSA)

Diferentes autores han utilizado métodos más complejos con el fin de obtener un método más reproducible y exacto de medición del desgaste. El análisis radioestereométrico (RSA) ha sido utilizada en países escandinavos para estudios tri-dimensionales, tanto para analizar la emigración del implante (5) como para el estudio del desgaste (75, 163). El estudio mediante RSA es el sistema que mide con mayor aproximación el desgaste con una exactitud de ± 0.01 . La RSA, difícil de realizar en nuestro medio, sólo permite su utilización en estudios prospectivos, por lo que los resultados del desgaste lo tendremos después de 10 años.

1.5. FRACASO DEL MECANISMO DE BLOQUEO DEL NÚCLEO DE POLIETILENO

La modularidad de la cúpula acetabular no cementada muestra indudables ventajas pero también alguna desventaja, como el posible fracaso del mecanismo de bloqueo del núcleo de polietileno, que ha sido referido en diferentes diseños (22, 171,218). Un deficiente mecanismo de bloqueo permite la existencia de movimiento entre la bandeja metálica y el núcleo de polietileno produciendo un acelerado desgaste del mismo e incluso una disociación entre los dos componentes de la cúpula. Por otra parte, con el fin de acomodarse a la bandeja metálica, el núcleo de polietileno es más delgado en las cúpulas no cementadas, especialmente si se asocia a una cabeza femoral de 32 mm. Algunas cúpulas de primera generación muestran por este motivo un importante

desgaste que llega a producir la rotura precoz del polietileno y su secundaria disociación (9, 104, 177).

Los diseños de las nuevas generaciones de cúpulas tratan de mejorar el mecanismo de bloqueo con el fin de mejorar la congruencia entre la bandeja metálica y el polietileno, disminuyendo los defectos de asentamiento y deformación plástica inicial y por tanto del desgaste. Algunos diseños como la cúpula Harris-Galante II aumentan el número de dientes de fijación, mientras que otros incorporan anillos de bloqueo. Las consecuencias parecen ser la drástica disminución de esta complicación. En un estudio de revisión de 1033 prótesis fracasadas realizado por Castro y cols para la FDA, se pudo observar como el acetábulo fallaba el doble de veces que el componente femoral. Entre los fracasos acetabulares, el 38% eran roturas del polietileno y 34% disociación del núcleo de polietileno por fracaso del mecanismo de bloqueo (33).

El diagnóstico del fracaso del mecanismo de bloqueo de la cúpula no cementada se realiza mediante el estudio radiográfico periódico que permite detectar posibles signos precoces que sugieren la existencia de deformaciones o roturas precoces del sistema de bloqueo que causarán la disociación del polietileno. Radiológicamente se observa la colocación excéntrica de la cabeza femoral dentro de la bandeja metálica. Generalmente, la cúpula acetabular aparece radiológicamente osteointegrada, no siempre con defectos de posición, y frecuentemente con cavidades de osteolisis, tanto alrededor de la cúpula como en la parte proximal del fémur.

La revisión de la cúpula acetabular debe ser precoz cuando se observan signos de desgaste significativo del polietileno, ya que en caso de rotura o disociación, se producirá un contacto directo entre la cabeza metálica del fémur y la cara no articular

de la bandeja metálica, generalmente de titanio, más blanda, que originará un rápido desgaste del metal y un progresivo defecto óseo. El grado de metalosis que se observa depende directamente del tiempo transcurrido entre el diagnóstico del fracaso del polietileno y el momento de la revisión. Aunque se recomienda en estos casos revisar la cúpula metálica, generalmente integrada, la intervención puede llevar a un aumento iatrogénico del defecto óseo requiriendo de difíciles reconstrucciones del acetábulo. Las radiografías anteroposterior y lateral durante la evaluación postoperatoria periódica deben incluir toda la longitud del vástago y la masa de cemento en el fémur y deben de ser examinadas cuidadosamente y comparadas con radiografías previas para detectar cambios que indiquen aflojamiento de componentes, problemas trocantéreos o infección. Es útil anotar las zonas específicas en el fémur y en la pelvis, donde se desarrollan cambios.

1.6. VÁSTAGOS FEMORALES NO CEMENTADOS: FIJACIÓN BIOLÓGICA

Dado el alto porcentaje de fracasos con los primeros vástagos no cementados con encaje “press-fit”, se incorporó la superficie poros con el fin de obtener una fijación biológica que permitiera el crecimiento óseo dentro de los poros. En un principio se utilizó una superficie macroporosa que buscaban una fijación fibrosa estable. La incorporación del microporo permitió una fijación absoluta entre el implante y el hueso, con la llamada “osteointegración” se obtuvieron unos resultados clínico muy favorables en los estudios a largo plazo en relación con la fijación del vástago femoral.

Los primeros diseños llevaban superficie porosa en toda su extensión, sin embargo la frecuente aparición de cambios óseos de remodelación, anteriormente descritos, como osteopenia proximal e hipertrofia cortical distal por la distribución de las cargas, motivó

que muchos diseños sólo llevaran superficie porosa en la parte metafisaria proximal. La mayor facilidad para la extracción del implante en caso de revisión por cualquier causa, fue otra de las ventajas teóricas para la superficie porosa proximal.

Estudios de implantes revisados muestran a veces una unión fibrosa (17), por lo que algunos autores han añadido una capa fina de cerámicas de fosfato cálcico (hidroxiapatita) con el fin de aumentar la fijación biológica (95, 194, 212). La técnica más utilizada es el chorro de plasma ("*plasma spraying*") sobre un sustrato metálico poroso de titanio (50). La hidroxiapatita, material biocompatible que permite una unión química con el hueso se compone de los mismos iones que el mineral del hueso natural y participan en el equilibrio de los iones de fosfato cálcico en la interfaz. La hidroxiapatita es reabsorbible, pero el grado y velocidad de reabsorción varía dependiendo del tipo de fosfato cálcico y de la superficie. Estudios experimentales han mostrado como la hidroxiapatita permite la fijación biológica incluso en presencia de espacios entre el hueso y el implante y bajo condiciones de cierta inestabilidad (212). La calidad de la cubierta de hidroxiapatita depende de diferentes factores, como la cristalinidad, pureza, densidad y grosor. Una capa muy fina favorece su fatiga, si bien es necesaria para mantener las propiedades de la superficie porosa del implante. Una capa de 50-75 micras es generalmente aceptada como la más adecuada (95).

La "osteointegración" es un concepto histológico que se define como la existencia en contacto directo entre el hueso y la superficie porosa del implante a nivel microscópico. El tamaño del poro oscila entre 50 y 150 micras y requiere una fijación una fijación primaria muy rígida con micro movimientos menores de 150 micras. Es necesario por tanto que el vástago femoral rellene completamente el canal medular femoral, por lo

que es necesario diferentes tamaños de implantes, e incluso de forma, debido a la curvatura fisiológica del fémur. Por otra parte conocido la existencia de diferentes tipos de fémur. Dorr y cols (59) distinguen tres tipos de fémures.

Tipo A. Fémur con el canal medular en forma de embudo o chimenea.

Tipo B. Fémur con el canal medular de forma intermedia.

Tipo C. Fémur con el canal medular en forma cilíndrica.

Estos diferentes tipos de fémur determinan el tamaño y la forma del implante más adecuados para cada caso (Figura 3).



Figura 3. Diferentes tipos de fémur según Dorr y cols (59)

El proceso de osteointegración requiere de una estabilidad primaria absoluta para lo cual es necesario el fresado del canal medular con el fin de obtener un contacto íntimo entre el hueso y el implante. Es bien conocido que en espacios mayores de 2 mm se forma un tejido fibroso que dificulta la osteointegración. Espacios de hasta 200 μ m pueden rellenarse directamente por hueso lamelar, mientras que espacios de 400 μ m son rellenados por hueso fibrilar. En el caso de implantes con hidroxiapatita el tejido óseo podría rellenar espacios de hasta 2 mm (212).

La respuesta del tejido óseo al implante es similar al proceso, con fases inflamatoria, reparadora y de remodelación una vez que se ha formado hueso nuevo y depende de las sollicitaciones y cargas a que se ve sometido. Una reparación completa se puede alcanzar antes de los seis meses, dependiendo del material del implante. El titanio y sus aleaciones muestran una aposición más íntima entre el hueso y la prótesis que cuando se usa el acero y el cromo-cobalto (76).

A pesar de todos los intentos para lograr la osteointegración, no siempre se consigue la fijación biológica deseada. Engh y col definieron tres formas de fijación del componente femoral al hueso siguiendo criterios radiográficos (66-68, 71).

1. **Fijación ósea estable (“osteointegración radiográfica”).** Ausencia de cualquier línea transparente alrededor del componente femoral Ausencia de hundimiento o cualquier tipo de emigración del implante.
2. **Fijación fibrosa estable.** Existe emigración-hundimiento inicial pero no progresivo del implante. Aparece línea de esclerosis alrededor de la zona porosa del vástago, definida como una línea paralela al vástago y con un grosor mayor de 1 mm. Ausencia de otros cambios corticales. Puede verse la existencia de un

engrosamiento de la densidad ósea en la punta de la prótesis (pedestal), total o parcial, y más frecuente en el tipo de fijación inestable.

3. **Fijación inestable.** Hundimiento-migración progresivo del implante y que produce frecuentemente dolor en la cara anterior del muslo del paciente. Se observan líneas radiotransparentes alrededor de la zona porosa proximal del implante, Se observa además u aumento de la densidad de la cortical y engrosamiento de la zona del collar y en la punta del vástago (pedestal), lo que indica una transferencia no uniforme de cargas.

Pérdida de masa ósea

La introducción del vástago femoral altera el patrón d cargas fisiológicas. El hueso y el implante comparten las cargas que antes soportaba sólo el hueso y, en consecuencia, el hueso responde de acuerdo con la ley de Wolff reduciendo la densidad de las corticales y el número y grosor de las trabéculas. Esta remodelación ósea reactiva no es más que una protección de tensiones o cargas ("Stress shielding").

Las solicitaciones se transfieren desde la cabeza femoral a través del vástago rígido, observándose en la zona distal del hueso un engrosamiento de las trabéculas mientras que el hueso proximal queda libre de solicitaciones produciéndose la reabsorción del mismo, "osteopenia por desuso". A mayor grosor del vástago la osteopenia será mayor, especialmente en vástagos mayores de 13.5 mm, vástagos que rellenen el istmo, y en pacientes osteoporóticos (70-72). Estos cambios se producen durante los dos primeros

años y se mantienen estables. Mediante el empleo de “dual energy x-ray absorptiometry” (DEXA) se puede detectar precozmente la pérdida ósea y cuantificarla así como ver su evolución con el paso del tiempo (176, 229, 236).

No se conoce bien la significación de la atrofia ósea proximal del fémur en vástagos osteointegrados y no parece que tenga repercusión clínica a más de 10 años (131). Sin embargo, a muy largo plazo puede contribuir a movilizaciones futuras del implante, fracturas femorales, roturas del vástago por fatiga, y dificultar posibles revisiones del implante por la falta de sustrato óseo donde anclar un nuevo vástago femoral. Por tanto su impacto futuro no es bien conocido, de ahí la importancia de controlar periódicamente de modo estrecho a estos pacientes para seguir la evolución de las prótesis no cementadas.

1.7. AFLOJAMIENTO ASÉPTICO

El aflojamiento de los componentes de una prótesis de cadera es la causa más frecuente de su fracaso y posterior revisión. Siempre que se sospeche aflojamiento de uno o ambos componentes se debe considerar la posibilidad de infección. No existen criterios aceptados universalmente para el diagnóstico de aflojamiento del componente acetabular o femoral. Esto complica la comparación de los estudios disponibles en la literatura sobre aflojamiento y rendimiento a largo plazo de la artroplastia total de cadera. Algunos pacientes a pesar de tener todavía la prótesis colocada, muestran signos objetivos de aflojamiento y pueden ser calificados como fracasos clínicos.

En el componente femoral cementado se acepta que su aflojamiento es de tipo mecánico y procede de una mala técnica quirúrgica (defectuosa cementación, mal

posicionamiento del vástago femoral) (165). En el componente femoral no cementado, el inadecuado relleno del canal femoral es el origen más habitual de su movilización.

El aflojamiento de componentes acetabulares con revestimiento poroso no cementados ha sido un hallazgo infrecuente tras un seguimiento de hasta 10 años. La mayoría de las series comunica incidencias variables de radiotransparencias alrededor de los componentes acetabulares porosos, aunque aún no se ha determinado el significado de estos hallazgos. Espacios transparentes alrededor de la cúpula en la radiografía postoperatoria inmediata no son signos de un aflojamiento, ya que se ha mostrado frecuentemente su desaparición (61). Para Udomkiat y cols, el hallazgo radiográfico sugestivo de un aflojamiento de una cúpula porosa hemisférica es la progresión de líneas radiotransparentes después de los dos años de la operación y la aparición de cualquier línea de 1 mm que aparezca después de este mismo período (231, 232). El análisis secuencial de las diferentes radiografías permite determinar el momento de aparición y progresión de las líneas radiotransparentes.

Otros tipos de componentes acetabulares no cementados han tenido menos éxito. Los componentes roscados y algunos componentes no porosos con revestimiento de hidroxiapatita presentan tasas de fracaso precoz excesivamente altas. De modo característico, estos implantes muestran migración en las radiografías seriadas, aunque existe menos tendencia a la formación de radiotransparencias amplias que con los componentes acetabulares cementados aflojados

En el acetábulo, una defectuosa estabilidad primaria inicial con un contacto deficiente entre el hueso y el implante es el inicio del aflojamiento. La falta de osteointegración hace que se desarrolle un tejido fibroso que facilita el transporte del líquido articular y

de las partículas liberadas por el desgaste a la interfaz entre el hueso y el implante (2, 201). Schmalzried y cols. (201) sugieren que un proceso osteolítico comenzaría en la periferia del implante y terminaría en el aflojamiento, sin que fuera necesario la existencia de micromovimientos. La aparición de líneas radiotransparentes y de zonas de osteolisis en cúpulas estables, aparentemente osteointegrados hablan a favor de esta teoría.

Cambios de la presión hidrostática que permiten el flujo de los líquidos articulares en una dirección, es otra posible causa del aflojamiento. Incluso en pacientes con cúpulas acetabulares aparentemente estables, la existencia de micromovimientos inducirían la aparición de ondas de presión capaces de bombear el líquido articular fuera y dentro de la interfaz hueso-implante (75). Por otra parte, no siempre se han encontrado partículas de desgaste en las cavidades osteolíticas (241). Nivrant y cols. (169) refieren que aumentos de citoquinas con capacidad para la reabsorción del hueso se observan con el paso del tiempo incluso en pacientes con cúpulas no aflojadas y con un buen resultado clínico. Por tanto la interfaz hueso-implante debe de ser protegida de la intrusión del líquido articular debido a su capacidad para iniciar el proceso de aflojamiento por la liberación de sustancias químicas o por el aumento de presión. Evitar estos efectos colaterales mediante un óptimo sellado circunferencial por parte del implante es necesario tanto en el fémur como en el acetábulo, y quizás sea el factor más importante para reducir el riesgo de aflojamiento (163).

Onsten y cols (172) han podido observar que la mejor fijación de la cúpula era la impactación a presión "*press-fit*" en el reborde acetabular no siendo necesarios los tornillos. Para Dorr este encaje periférico de la cúpula con el reborde acetabular debe

ser tan seguro, que incluso aunque se añadan tornillos, la fijación primaria tiene que ser a nivel del reborde acetabular (58, 60, 61). Schmalried y Harris con cúpulas atornilladas de Harris-Galante (202) refieren una mayor frecuencia de líneas radiotransparentes en las zonas periféricas 1 y 3 de DeLee-Charnley (52). Para Dorr y cols, se debería a que la fijación primaria se realizaría alrededor de los tornillos (zona 2) (58). Al no existir osteointegración en las zonas 1 y 3, las sollicitaciones se acumulan en la zona medial, produciéndose una atrofia ósea periférica, favoreciendo la entrada de partículas de desgaste, la formación de osteolisis en el acetábulo, y el aflojamiento final de la cúpula.

1.8 DESGASTE Y OSTEOLISIS

La osteolisis de la pelvis es el mayor obstáculo para la supervivencia a largo plazo de la cúpula no cementada. La cúpula modular porosa no cementada se ha visto relacionada con la aparición de extensas osteolisis, incluso a los pocos años de su implantación, siendo frecuente el buen resultado clínico del paciente que no refiere dolor hasta que la osteolisis alcanza un tamaño significativo (120, 149, 192). La osteolisis se ha descrito asociada a numerosos implantes tanto fijos como aflojados cementados y no cementados de distintos diseños. Aunque el aumento en la presión del líquido y la movilidad del implante pueden desempeñar cierto papel, la vía común final parece estar relacionada con la respuesta del huésped a los restos particulados de cualquier origen (62). Las partículas de metal, cemento y polietileno pueden producir osteolisis periprotésica, bien solas o asociadas, pero debido a que son más numerosas, las partículas de polietileno parecen ser las principales responsables (118,148, 201, 203).

El mecanismo de producción de la osteolisis (así como su prevención y tratamiento) se puede considerar desde tres perspectivas: 1) generación de partículas por desgaste; 2) acceso de esas partículas al hueso periprotésico; 3) respuesta celular frente a los detritos particulados. La mayor parte de las partículas de polietileno se produce por los mecanismos de desgaste abrasivo y adhesivo, microfatiga, y desgaste por tercer cuerpo. El número de partículas realmente presentes en las membranas periprotésicas supera mucho a lo que se había estimado previamente con microscopía óptica. Maloney y cols. examinaron las membranas de componentes femorales no cementados fracasados mediante microscopía electrónica y análisis automático de partículas y hallaron que las partículas tenían un tamaño aproximado predominante inferior a 1 μm y que existían en cantidades superiores a 1000 millones / gr de tejido (147)

Las partículas de polietileno que se generan son de varios tamaños. Las partículas menores de una micra son fácilmente ingeridas por macrófagos, desencadenando la liberación de mediadores responsables del proceso de osteolisis. Actualmente, es bien conocido el ciclo que conduce a la formación de osteolisis, desde la producción de partículas, generalmente de polietileno, a su fagocitosis por células histiocitarias, liberación de citoquinas pro-inflamatorias, activación de los osteoclastos y formación de granulomas osteolíticos que van a progresar a lo largo de la interfaz hueso-implante con el resultado de un deterioro del sustrato óseo tanto del fémur como del acetábulo (198, 199, 203). Las partículas mayores de 10 μm son demasiado grandes para ser fagocitadas y se ven rodeadas por células gigantes. Estas partículas más grandes permanecen aparentemente inertes y se piensa que no juegan un papel importante en el proceso de la osteolisis. Las partículas de metal y polietileno pueden ser transportadas a través de los vasos linfáticos y se han observado linfadenopatías atribuibles al proceso

de desgaste en pacientes asintomáticos con prótesis de cadera. La biopsia de estos ganglios linfáticos ha confirmado la presencia de un infiltrado histiocitario con restos de polietileno fagocitados (241).

Los límites para un desgaste aceptable del polietileno serían entre 0.1 y 0.2 mm/año para el desgaste lineal y 80 mm³ para el desgaste volumétrico (228). La presencia de osteolisis se asocia con desgastes lineares mayores de 0.2 mm/año, mientras que es mínima si el desgaste es menor de 0.1 mm/año (238). Como ya se ha referido anteriormente, la mayoría de las partículas liberadas son de tamaño submicrónico (30).

Las partículas de polietileno y otros restos se dispersan a través del líquido sinovial. El líquido fluye de acuerdo con gradientes de presión y cualquier área de hueso en contacto con el líquido articular constituye un sitio potencial para el depósito de detritos. Actualmente se acepta que los segmentos de los componentes femoral y acetabular no contiguos a las superficies articulares pueden entrar en contacto con el líquido articular. Schmalzried, y cols describieron esas áreas de acceso como espacio articular efectivo que se define por el contacto íntimo entre el hueso y el implante (203). Tal concepto explica el desarrollo de osteolisis en la punta de un componente femoral bien fijo con revestimiento poroso no circunferencial o sobre la cúpula de un componente acetabular con orificios en la cubierta metálica.

La respuesta celular a los detritos particulados ha sido objeto de investigación extensa. Goldring y cols describieron en 1983 una membrana similar a la sinovial que rodeaba a los componentes de la prótesis total de cadera aflojados (99). La membrana contenía macrófagos y tenía la capacidad de producir grandes cantidades de colagenasa y prostaglandina E₂ (145). Se han identificado citoquinas presentes en estas membranas

con niveles más altos de interleucina 1 (IL-1), interleucina 6 (IL-6) y factor de necrosis tumoral (FNT) en las membranas relacionadas con osteolisis focal. Estos mediadores bioquímicos interpretan un papel crucial en el desarrollo de osteolisis en las artroplastias totales de cadera, tanto cementadas como no cementadas.

La incidencia de osteolisis con los diferentes diseños de implantes no cementados está aumentando con el transcurso del tiempo. Tanzer y cols. (224) describieron el desarrollo de lesiones osteolíticas alrededor de componentes femorales porosos tipo Harris Galante en el 13 % de los pacientes; la osteolisis se comenzó a detectar radiográficamente tras una media de 39 meses después de la cirugía. Los defectos corticales aumentaron de tamaño en el 86 % de los pacientes. En varias series de múltiples diseños femorales no cementados, la prevalencia de osteolisis al cabo de 4-7 años osciló entre el 8% y el 56 %. La lisis femoral rara vez ocurre antes de los 2 años, pero una vez que aparece suele ser progresiva. El patrón de lisis depende del diseño del implante. Los componentes femorales con revestimiento poroso limitado o no circunferencial están expuestos al desarrollo precoz de lesiones corticales distales, puesto que los detritos pueden tener acceso a las partes distales de la interfase implante-hueso a través de canales entre las áreas de penetración ósea. El revestimiento poroso circunferencial más extenso parece prevenir la osteolisis distal, pero pueden observarse lesiones proximales en los trocánteres mayor y menor. Aunque la incidencia global de osteolisis puede ser igual, el confinamiento de la pérdida ósea a la porción proximal del fémur disminuye la probabilidad de compromiso de la fijación del implante.

La osteolisis pélvica relacionada con componentes acetabulares no cementados ocurre en el 1-46 % de los pacientes a los 5-7 años de seguimiento. La variación guarda relación

en gran parte con el diseño. Los componentes acetabulares con piezas internas de polietileno finas incongruentes o mal colocados, y la fijación inadecuada de la pieza de polietileno dentro de su cubierta metálica, se asocian con tasas más altas de osteolisis pélvica. Las lesiones se pueden detectar en la periferia del componente acetabular o en las áreas retroacetabulares. Las lesiones periféricas se deben probablemente a la entrada de detritos desde las superficies articulares, de modo similar a lo que ocurre con los componentes acetabulares cementados. Las lesiones retroacetabulares se pueden deber a desgaste de la cara externa del inserto de polietileno con migración de los detritos a través de los orificios de la cubierta metálica, aunque se han descrito defectos líticos de este tipo en implantes sin orificio para tornillos.

La naturaleza progresiva de la pérdida ósea inducida por partículas subraya la importancia del seguimiento radiográfico continuado de los pacientes después de la artroplastia de cadera, sobre todo cuando se ha empleado un implante considerado como con riesgo alto de desgaste. Muchos pacientes con cambios osteolíticos permanecen asintomáticos hasta que ocurre el fracaso por migración del implante o fractura periprotésica. Las radiografías seriadas deben ser estudiadas para detectar desgaste progresivo y desarrollo de osteolisis y los cambios líticos se deben diferenciar de la desfuncionalización y otras formas de pérdida ósea. Por último las radiografías sólo proporcionan una imagen bidimensional de un problema tridimensional. El grado de pérdida ósea hallado en la cirugía, sobre todo en el acetábulo es con frecuencia mayor que el apreciado en las radiografías preoperatorios.

Una vez que se ha detectado osteolisis femoral o pélvica es aconsejable un seguimiento más frecuente. Se deben hacer radiografías cada 3-6 meses en vez de anualmente. Los

aflojamientos de los implantes y los grandes quistes son indicaciones claras de cirugía. La osteolisis pélvica progresiva constituye una indicación para reintervención incluso en ausencia de síntomas. Ante la existencia de una osteolisis acetabular en un paciente asintomático con una cúpula bien fija, el cirujano siempre tiene la duda en relación con la necesidad de proceder a su revisión. Debido a que el tamaño y la localización de la cavidad osteolítica en la pelvis determinarán el momento de la revisión, debe realizarse el diagnóstico de la osteolisis lo más precozmente posible. Si se deja que continúe, la revisión se convertirá en más compleja. Cuando la fijación del implante ha sido comprometida por el proceso lítico, es inevitable la revisión completa del componente. El examen radiográfico aporta una información limitada en relación con el tamaño y localización de la osteolisis (215) ya que la imagen depende del tamaño, posición de la pelvis y de la extremidad, así como de la magnificación. La imagen mediante TAC helicoidal minimizando el artefacto por el metal ha sido utilizada, siendo de gran utilidad. Debido a que se pueden obtener imágenes secuenciales, es posible determinar el tamaño de la lesión (83, 192).

2. HIPÓTESIS Y OBJETIVO

HIPÓTESIS

Son conocidos los buenos resultados a 10-15 años de la cúpula porosa y modular Duraloc 500 (DePuy-Johnson & Johnson, Warsaw, IN, EEUU) implantada con la técnica “press fit” y asociada con el vástago anatómico recubierto en su parte proximal de hidroxiapatita Profile stem (De Puy-Johnson & Johnson).

Sin embargo, aunque en las cúpulas hemisféricas de superficie porosa se observa una adecuada fijación biológica del hueso al implante, el desgaste del polietileno convencional sigue siendo el problema más importante en relación con su duración, al ser causa de osteolisis tanto a nivel del acetábulo como del fémur.

La aparición de defectos óseos por osteopenia proximal del fémur y de hipertrofia cortical femoral, como consecuencia de la transferencia de las cargas al hueso, ha sido un hallazgo constante en este tipo de implantes no cementados. Si bien las consecuencias clínicas no son importantes a los 10-15 años, pueden ser preocupantes con seguimientos más largos de hasta 25 años. La aparición de complicaciones no previstas después de largos seguimientos no debe subestimarse.

Con el objetivo de detectar la aparición de osteolisis y agravamiento de los procesos de remodelación ósea que podrían afectar a la fijación del implante y a la aparición de complicaciones como luxaciones tardías, es necesario seguir estrechamente a muy largo plazo la evolución de este grupo de población relativamente joven analizando la evolución del desgaste y sus posibles consecuencias.

OBJETIVOS

Los objetivos del presente estudio han sido:

- 1) Analizar los resultados clínicos y radiológicos a muy largo plazo de la cúpula sin cementar Duraloc y el vástago anatómico no cementado recubierto con hidroxiapatita en su parte proximal Profile.
- 2) Evaluar el desgaste secuencial del polietileno al año, a los 2 años, a los 10 años, a los 20 años y a los 25 años mediante el empleo de radiografías digitalizadas seriadas.
- 3) Analizar los cambios por remodelación ósea como consecuencia de la transferencia de cargas al hueso (“stress-shielding”) y sus consecuencias en la clínica.
- 4) Analizar la posible aparición de complicaciones tardías como consecuencia del largo período de seguimiento.

3. MATERIAL Y MÉTODOS

La serie original consta de 99 pacientes (111 caderas) intervenidos entre Noviembre de 1992 y Noviembre de 1995 mediante una prótesis total de cadera sin cementar en el Departamento de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital Universitario La Paz de Madrid.

3.1 IMPLANTES

3.1.1 Cúpula Acetabular Duraloc

Las cúpulas Duraloc utilizan el sistema “Porocoat” (De Puy, Johnson&Johnson, Warsaw, Indiana, EEUU) de titanio que intenta un fuerte anclaje con el hueso. Porocoat es una fusión de partículas metálicas que crean una estructura tridimensional de poros conectados entre sí. Dichos poros son los espacios en los que se intenta que crezca hueso neoformado. El tamaño medio del poro es 250 micras. Las partículas se disponen de forma que crean una mayor porosidad en el borde externo y menor en el sustrato. Teóricamente, el gradiente de porosidad optimiza tanto el volumen como la densidad

de la osificación dando lugar a osteointegración que se hace más fuerte con el paso del tiempo.

En un principio, el sistema Porocoat se utilizó en diferentes diseños (AML, Tri-Lock, Profile) que se asociaban al núcleo de polietileno ACS (Acetabular Cup System, DePuy). Posteriormente, debido a algunos problemas que aparecieron en su seguimiento en relación el diseño del núcleo de polietileno, DePuy desarrolló la cúpula Duraloc (segunda generación) también con el sistema Porocoat.

La cúpula Duraloc puede complementarse con dos tetones fijos anti rotatorios en la superficie o con tornillos colocados a través de los orificios del implante para mejorar la fijación ósea. El sistema Duraloc adopta el concepto de congruencia total entre el núcleo de polietileno (Enduron) y la cúpula metálica, con lo que a diferencia del núcleo cilíndrico del diseño ACS, tanto el cotilo como el núcleo son hemisféricos y de un elevado ajuste, mejorando la conformidad y reduciéndose las fuerzas de contacto (9). Al no existir puntos aislados alrededor del borde en los que una carga cíclica excesiva puede crear fisuras dando lugar a la rotura del núcleo, este riesgo desaparece en el núcleo Duraloc que tiene un grosor mínimo de 6 mm y alcanza 12.2 mm en cúpulas de mayor diámetro. El sistema de bloqueo ("Sensor-Ring" DePuy, Johnson&Johnson, Warsaw, Indiana, USA) y los mecanismos anti rotación ("ARI") fijan el núcleo dentro del cotilo de un modo seguro sin alterar la conformidad del núcleo con la copa, impidiendo teóricamente su disociación y reduciendo el desgaste. Todos los núcleo de polietileno fueron de polietileno convencional 415 GUR esterilizados con irradiación gamma en presencia de aire (Enduron, DePuy, Johnson&Johnson, Warsaw, Indiana, USA) con 10° de curvatura (Figura 4).

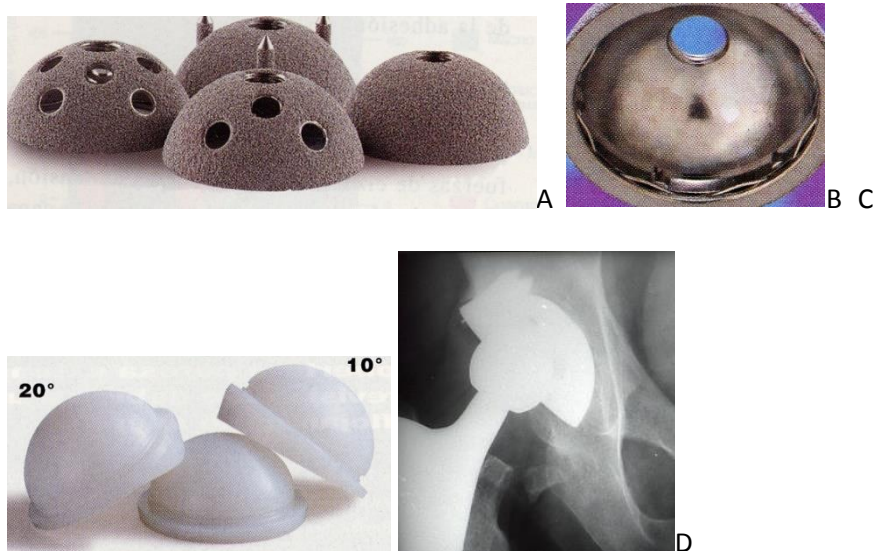


Figura 4. A) Cúpuas Duraloc con recubrimiento poroso Porocoat (DePuy, Warsaw, IN, EEUU). B) Se observa el sistema de bloqueo Sensor Ring (De Puy). C) Polietileno Enduron. D) Radiografía de una cadera con prótesis total Duraloc.

3.1.2. Vástago Femoral Profile.

El componente femoral Profile (DePuy, Johnson&Johnson, Warsaw, Indiana, EEUU) utilizado es un vástago anatómico sin collar recubierto proximalmente con hidroxiapatita (Figura 5)



Figura 5. Vástago sin cementar anatómico Profile (DePuy, Warsaw, IN, EEUU), sin collar fabricado en aleación de titanio con recubrimiento de hidroxiapatita en su parte proximal.

El diseño anatómico persigue obtener el íntimo contacto entre el componente femoral y el fémur, particularmente en el tercio proximal, con el fin de promover la osteointegración. Walker y cols (237) y Poss y cols (187) insisten en las ventajas del diseño anatómico por su mejor encaje que los vástagos rectos. Poss y cols muestran como el vástago anatómico minimiza los micromovimientos y optimiza la resistencia a las fuerzas axiales, de tensión y rotación (187). El vástago está construido de aleación de titanio ($TiA1_6V_4$) y rugoso con recubrimiento en su parte proximal de una capa de hidroxiapatita, aplicada mediante el sistema plasma-spray. De acuerdo con la información de la casa constructora, las características de la capa de hidroxiapatita son: cristalinidad relativa de 92%, grosor de 100 ± 30 μm , resistencia al cizallamiento de 16.95

± 1.94 MPa y rugosidad media de 50 μm . El tamaño del diámetro de la cabeza femoral de cromo-cobalto fue de 28 mm de diámetro en todos los casos.

El diseño del vástago Profile se basaba en estudios de laboratorio de Walker et al (237), que partían de la idea de que las solicitaciones del implante sobre el hueso se aproximan a las solicitaciones normales del fémur en las prótesis no cementadas, dependiendo de la relativa rigidez del implante y del ajuste (“pres-fit”) conseguido en el fémur tanto en la parte proximal como distal. Walker y cols (237) determinaron en estudios de biomecánica, primero cual era el encaje óptimo en una geometría femoral media de la población. El vástago fue utilizado en un estudio con recubrimiento fotoelástico que mostraba un campo de solicitaciones continuadas sobre la superficie del hueso. Las solicitaciones medias en el hueso próximo-medial se evaluaron en el fémur intacto, en el vástago con encaje “press-fit” ajustado, con “press-fit” laxo con collar, y cementado en su parte proximal para simular la osteointegración. Los valores fueron 100%, 65%, 101% y 54% respectivamente. Zonas de altas solicitaciones fueron observadas en la parte proximal de la superficie del hueso y a lo largo del collar, siendo indicativos de los puntos de contacto hueso-vástago (Figura 6).

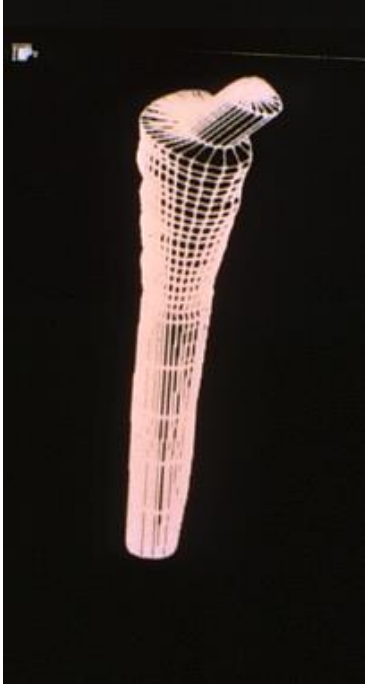


Figura 6. Estudio en el que el tamaño medio del fémur se determinó de 26 muestras.

3.2 PACIENTES

De los 99 pacientes (111 caderas) de la serie original, se perdieron 12 durante este periodo mínimo de 23 años y 14 por muerte no relacionada con la cirugía, dejando en 73 pacientes (82 caderas) los casos disponibles para seguimiento clínico y radiográfico con un seguimiento mínimo de 23 años (rango, 23 a 26). En los casos donde existieron datos incompletos durante los intervalos de seguimiento, se buscó la información en la plataforma de la historia clínica del Servicio Madrileño de Salud o mediante llamada telefónica. No tuvimos conocimiento de que alguna de las caderas de los pacientes perdidos en el seguimiento fuera revisada.

Hubo 40 mujeres (44 caderas) y 33 hombres (38 caderas). Debido a que en aquellos años la indicación para implantar una prótesis no cementada fue que tuvieran una

edad igual o menor de 70 años de edad, la edad media de los pacientes fue 56.8 años (rango, 21 a 70), 32 pacientes (39% de las caderas) tenían una edad menor de 55 años de edad en el momento de la cirugía. Los datos del paciente en relación con las características preoperatorias de los pacientes tanto en el estudio publicado a los 12-15 años de seguimiento (89) y en el estudio actual están detallados en la Tabla I.

Tabla I. Características preoperatorias de los pacientes en el estudio previo y el estudio actual

Características	Estudio previo, 12-15 años de seguimiento (89) (n=99 pacientes, 111 caderas)	Estudio actual, 23-26 años de seguimiento (n=73 pacientes, 82 caderas)
Edad media en la cirugía, años (rango)	57.3 (21 a 72)	56.8 (21 a 70)
Sexo, mujer/hombre, n	56/55	44/38
Peso medio, kg (rango)	71.0 (46 a 102)	63.8 (54 a 102)
Diagnóstico original, n (%)		
Osteoartritis primaria	66 (59.5)	55 (67.1)
Osteonecrosis de la cabeza femoral	19 (17.1)	13 (15.8)
Artritis del desarrollo	9 (8.1)	3 (3.7)
Artritis postraumática	9 (8.1)	7 (8.5)
Artritis inflamatoria	3 (2.7)	1 (1.2)
Otros	5 (4.5)	3 (3.7)
Nivel de Actividad n (%) (53)		
Nivel 1	0 (0.0)	0 (0.0)
Nivel 2	2 (1.8)	1 (1.2)
Nivel 3	45 (40.5)	30 (36.6)
Nivel 4	41 (36.9)	32 (39.0)
Nivel 5	23 (20.7)	19 (23.2)

3.3. DETALLES DE LA INTERVENCIÓN QUIRÚRGICA

Se practicó en todos los pacientes un abordaje posterolateral de la cadera. Todos los acetábulos fueron fresados con una fresa de tamaño 2 mm menor que el componente acetabular definitivo según la técnica quirúrgica para implantarlos “press fit” y asegurar el componente acetabular que constaba de dos tetones para aumentar la fijación. En ningún caso utilizamos tornillos asociados al componente acetabular. En todos los casos se asoció la cúpula con un núcleo de polietileno convencional Enduron.

El componente femoral de tamaño utilizado fue el más grande posible con la técnica de “press-fit” de acuerdo con las recomendaciones de la casa constructora del implante. En todos los casos se trató de rellenar completamente el canal medular ajustado con la fresa intramedular dejando el menor hueso esponjoso posible. La estabilidad del fresado fue valorada aplicando rotación manualmente. El tamaño medio del componente acetabular fue de 54 mm (48 a 64), y del componente femoral de 2 (0 a 5). La cabeza femoral de cromo-cobalto fue siempre de 28 mm de diámetro. Tras reducir la luxación de la articulación, se comprobó la estabilidad de la prótesis y se procedió al cierre de la cápsula articular previa al cierre de los diferentes planos anatómicos.

En el período postoperatorio, todos los pacientes recibieron profilaxis antibiótica (1 g de cefazolina cada 8 horas durante 48 horas) y profilaxis antitrombótica con Heparina subcutánea cada 24 h. Todos los pacientes realizaron descarga durante las tres primeras semanas y después iniciaron deambulaci3n con ayuda de bastones las siguientes seis semanas como recomendaciones generales que se aplicaban en las prótesis totales de cadera sin cementar en aquella 3poca.

3.4. EVALUACI3N CLÍNICA

Se realizó una evaluación clínica en todos los pacientes a las 6 semanas, 3 meses, 6 meses, un año y posteriormente anualmente. Los pacientes fueron preguntados en relación con el grado y localización del dolor. Si bien es difícil diferenciar el dolor producido por el fracaso de la cúpula acetabular del dolor producido por el fracaso del vástago femoral, se acepta que el dolor de la región inguinal que se irradia a la nalga estaría relacionado con el acetábulo, mientras que el dolor que se irradia a la cara anterior del muslo sería de origen femoral (152,191). Cada cadera fue evaluada clínicamente según la escala de Merle D'Aubigné y Postel que analiza el dolor, la función y el rango de movilidad según una escala de 1 a 6 (161):

Nivel 6. El paciente no presenta dolor ni cojera y el rango total de movilidad de la cadera (suma de flexión, abducción, aducción y rotaciones) es mayor de 211°.

Nivel 5. El paciente refiere dolor leve, intermitente, discreta cojera pero no precisa del uso de bastón, y el rango total de movilidad es de 160° a 210°.

Nivel 4. El paciente refiere dolor que mejora con el reposo, es capaz de caminar largas distancias con ayuda de un bastón y el rango total de movilidad es de 100° a 160°.

Nivel 3. El dolor se tolera con dificultad y permite realizar sólo determinadas actividades con ayuda de un bastón siendo el rango total de movilidad de 60° a 100°.

Nivel 2. El dolor es intolerable e incapacitante para la marcha, se precisa del uso de bastones o de un andador continuamente, siendo la movilidad total de la cadera de 30° a 60°.

Nivel 1. El dolor es incapacitante e intolerable en cualquier postura, el paciente no puede caminar con bastones, y el rango de movilidad es menor de 30°.

Una puntuación de 5 o 6 fueron considerados como buenos resultados clínicos, mientras que una puntuación igual o inferior a 4 se consideraron malos resultados clínicos. El fallo clínico se definió como la existencia de dolor (puntuación igual o menor de 4) o la necesidad de revisión del implante.

3.5. ANÁLISIS RADIOGRÁFICO

Para la evaluación radiológica se analizaron radiografías anteroposteriores de pelvis y laterales de la cadera al día siguiente de la intervención, a las 6 semanas, 6 meses, un año y posteriormente anualmente (94).

La técnica radiográfica siguió el mismo protocolo. El paciente se colocó en decúbito supino y con las piernas juntas. El aparato de Rayos X se posicionó a una distancia de 1 m de la sínfisis del pubis y perpendicular a la mesa donde estaba colocado el paciente. Para evitar el error inter-observador, todas las mediciones se realizaron por un solo investigador independiente que no había estado involucrado en las cirugías, y que re-examinó 86 radiografías para determinar el grado de error intra-observador. El error intra-observador fue sustancial con un coeficiente intraclass de 0.94 (95% intervalo de confianza de 0.89 to 0.97).

La posición de la cúpula acetabular se determinó en relación con el ángulo de inclinación acetabular, la altura del centro de la cadera, y la distancia horizontal de la cúpula (128).

Ángulo de inclinación acetabular: Formado por el ángulo de intersección de la línea que une los puntos más medial y lateral de la cúpula metálica y la línea que une las dos lágrimas de Köhler. Al ángulo de inclinación acetabular fue clasificado como neutral (entre 40 y 50°), vertical (mayor de 50°) y horizontal (menor de 40°).

Altura del centro de la cadera: Medido desde el centro de la cabeza femoral a la lágrima de Köhler de la cadera ipsilateral.

Distancia horizontal de la cúpula: Medido desde el centro de la cabeza femoral a la línea de Köhler.

La anteversión del componente acetabular se midió en las radiografías anteroposteriores de pelvis de acuerdo al método de Widmer (240).

La reconstrucción del centro de rotación de la cadera de acuerdo al triángulo de Ranawat (Figura 7) (193).

La reconstrucción radiográfica del mecanismo abductor fue medida, incluyendo el nivel de palanca abductor y la altura del trocánter mayor (Figura 8) (88).

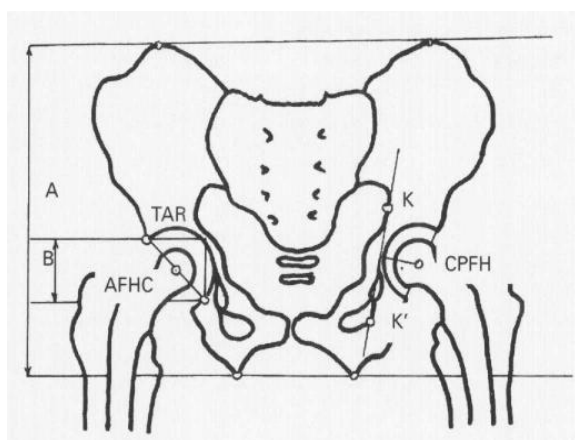


Figura 7. Esquema representando las mediciones realizadas para determinar la posición de la cúpula acetabular. KK' es la línea de Köhler. La distancia del centro de rotación de la prótesis viene dada por la distancia entre el centro de la cabeza femoral del implante (CPFH) al centro aproximado de la cabeza femoral (AFHC), que es el punto medio de la hipotenusa del triángulo (TAR), según Ranawat y cols. (193).

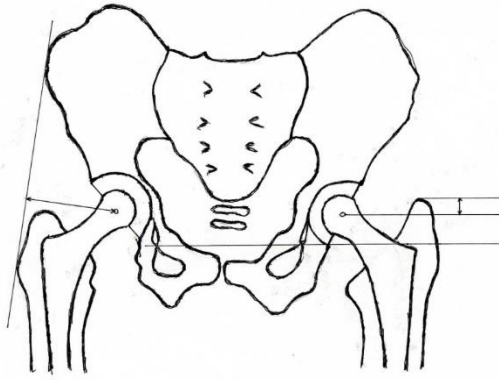


Figura 8. Esquema representando las mediciones realizadas para determinar el mecanismo abductor. Se midieron la distancia del centro de la cabeza de la prótesis femoral a la línea que va desde el trocánter mayor a la espina ilíaca anterosuperior, y la altura de la cabeza de la prótesis en relación con el trocánter mayor.

Se registró la distribución de cualquier vacío radiotransparente en la primera radiografía postoperatoria y de líneas radiotransparentes y osteolisis en la interfaz entre el componente acetabular y el lecho óseo en las radiografías de seguimiento en cada una de las tres zonas descritas por DeLee y Charnley (52). La osteolisis se definió como cualquier zona de radiotransparencia no-lineal y de bordes bien definidos localizada en la interfaz hueso-implante y que estaba ausente en las radiografías postoperatorias inmediatas (98).

La integración ósea del componente acetabular se define radiológicamente como la ausencia de los dos signos indirectos clásicos de aflojamiento: líneas radiolucientes de al menos 2 mm y migración del componente (164). Debido a la dificultad de detectar líneas radiolucientes alrededor de los componentes acetabulares sin cementar, consideramos que un componente acetabular ha migrado cuando existe un cambio mayor a 5° en el

ángulo de abducción acetabular o un cambio de más de 3 mm en la altura de la distancia del centro rotacional de la cadera o de la distancia horizontal del componente (152).

En el componente femoral se analizó la posición neutral, en varo o valgo del implante, así como el relleno del canal femoral, que se analizó como el porcentaje entre el diámetro del implante y del canal femoral, a dos niveles: Nivel A, nivel medio del implante y Nivel B a 1 cm proximal a la punta del mismo.

El hundimiento del componente femoral fue definido como el cambio de al menos 5 mm en la distancia entre la zona más superior del componente femoral y la punta del trocánter mayor del fémur comparando la radiografía inicial postoperatoria con las de las radiografías de las evaluaciones siguientes. El hundimiento puede ser no progresivo, y se observa en los primeros días de seguimiento, sugiere un proceso de adaptación secundaria del canal femoral al implante y no es señal de aflojamiento. El hundimiento progresivo con el paso del tiempo si es señal de aflojamiento del implante.

El tipo radiográfico de la fijación del implante siguió los criterios para las prótesis no cementadas con recubrimiento poroso descritos por Engh y cols (66) y que las define como: fijación ósea estable (“osteointegración radiológica”) y fijación inestable.

La aparición de los posibles cambios debido a la remodelación ósea en el lado femoral fueron registrados en las zonas de Gruen y cols (109). La aparición de osteolisis femoral se clasificó según los criterios de Goezt y cols (98). La osteopenia resultante de la transferencia de cargas (“stress-shielding”) se clasificó según los grados de Engh y cols (66). También se evaluó la aparición de hipertrofia cortical femoral.

3.6. MEDICIÓN DEL DESGATE

El desgaste del polietileno se midió mediante el sistema ROMAN (Roentgen Monographic Analysis Tool) (94) basándose en la penetración de la cabeza en el inserto. Utilizando radiografías digitalizadas, calibramos el tamaño de la cabeza femoral (28 mm) y realizamos el cálculo de la penetración en el polietileno. Con el sistema modificado del método de Dorr se realizan los cálculos (61, 238). Las medidas fueron repetidas cinco veces y se recogió la media de ellas. El coeficiente de correlación intraclase fue 0.9777 (IC 95% 0.9363 a 0.9897). La cantidad de penetración comprobada en la radiografía a los 6 meses postoperatorio fue usada como referencia para las siguientes mediciones, de manera similar a lo realizado en otras series (150, 220). Se midió el desgaste inicial que se visualizó en el primer año postoperatorio y el desgaste verdadero que apareció durante la evolución (96,221).

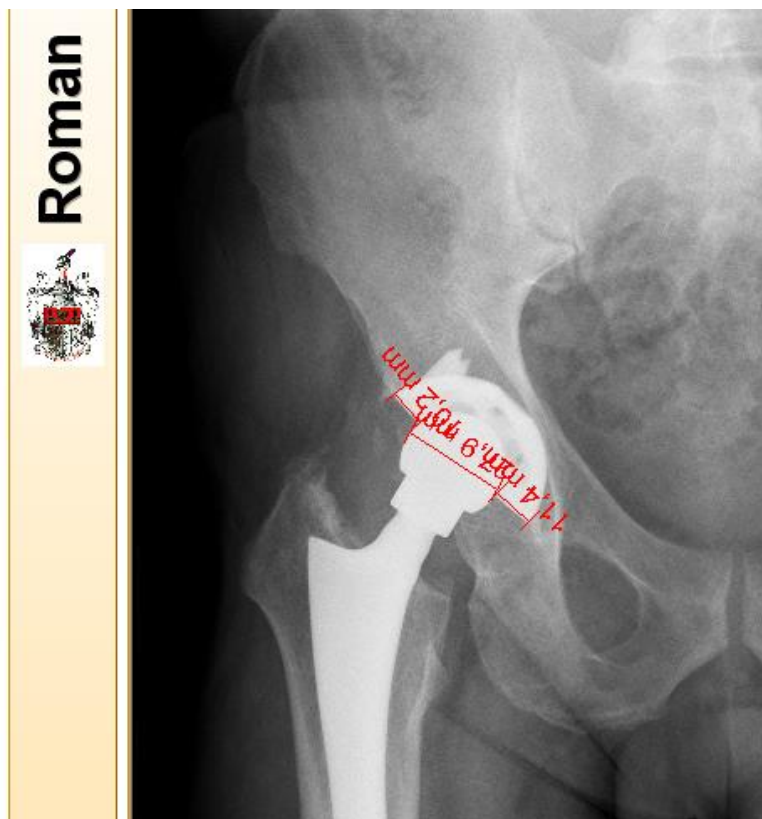


Figura 9. Valoración de la penetración de la cabeza femoral en el núcleo de polietileno utilizando el sistema ROMAN (94)

3. 7. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Las variables cuantitativas se describieron con la media, desviación estándar y rango. Los datos cualitativos fueron comparados usando el test de Chi cuadrado o el test exacto de Fisher. Los datos cuantitativos fueron analizados mediante el test t de Student, U de Mann-Whitney o el análisis de la varianza (ANOVA), dependiendo de la distribución de los datos.

Se realizó el análisis de la supervivencia mediante el método de Kaplan-Meier con un intervalo de confianza al 95% para estimar la probabilidad acumulada de precisar cirugía de revisión debido a luxación o desgaste del polietileno, osteopenia femoral proximal, hipertrofia de la cortical u osteolisis acetabular o femoral (130).

El análisis de regresión multivariante de Cox fue utilizado para analizar la influencia de posibles factores de riesgo de recambio del implante en el tiempo.

El análisis de característica operativa del receptor (ROC) fue utilizado para determinar los valores de penetración de la cabeza femoral y predecir la osteolisis acetabular. Se estimó un nivel de significación estadística con una $p < 0.05$. Se utilizó el software SAS 9.1 para analizar los resultados.

4. RESULTADOS

4.1 COMPLICACIONES POSTOPERATORIAS

No se encontró ningún caso de infección profunda en esta serie. Hubo dos fracturas del calcar intraoperatorias (1.8%), ambos en pacientes con artritis reumatoide, tratadas con cerclajes (Figura 10). Las dos fracturas consolidaron sin comprometer la osteointegración del vástago y el resultado clínico fue satisfactorio.

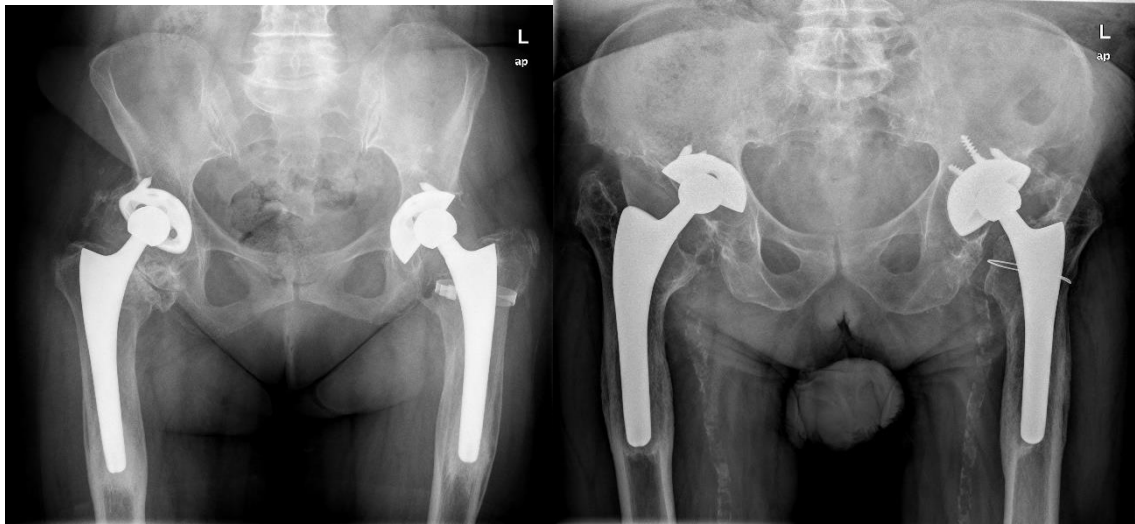


Figura 10. Radiografías de los dos casos en que se produjo una fractura intraoperatoria del calcar tratados con cerclajes. Los dos pacientes fueron incluidos en el estudio con buen resultado clínico a los 25 años. Se puede observar la atrofia ósea proximal y la hipertrofia cortical a nivel de la punta de los implantes.

Dos pacientes presentaron fractura femoral sin desplazar a través de la región proximal del componente femoral a los 16 y 20 meses respectivamente. Las dos fracturas fueron tratadas conservadoramente y consolidaron favorablemente (Figura 11).

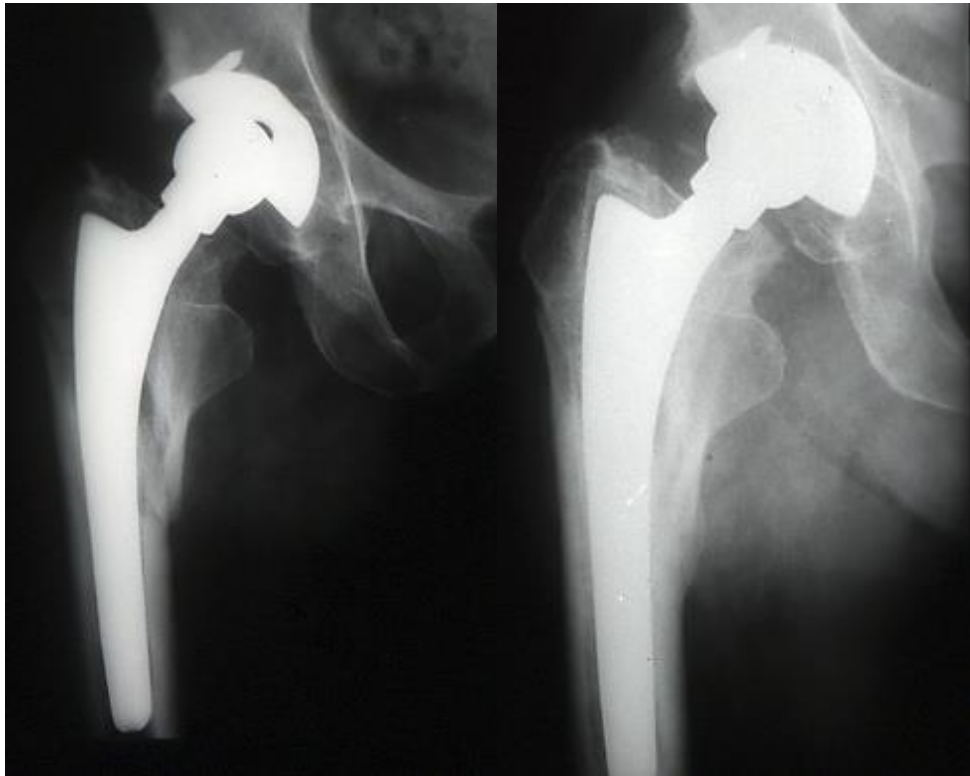


Figura 11. Radiografías anteroposteriores de una cadera en la que se observa una fractura postoperatoria del fémur a los 20 meses de la cirugía. La fractura consolidó con tratamiento conservador y con buen resultado clínico a pesar del hundimiento no progresivo del implante.

4.2 RESULTADOS CLÍNICOS

El dolor medio mejoró de 2.5 ± 0.5 (rango 2-3) preoperatoria a 5.8 ± 0.5 (rango 2-6) postoperatoria mediante la escala de Merle D'Aubigné (161). Durante el seguimiento, tres pacientes presentaron dolor transitorio nivel 4 en el muslo durante los primeros dos años después de la cirugía. Dos de éstos tenían un canal femoral Dorr tipo B y el otro un Dorr tipo C. Al final del seguimiento 19 pacientes presentaron dolor nivel 5 (23.2%)

La funcionalidad con la deambulaci3n mejoró de 2.4 ± 0.5 preoperatoria (rango 2 a 3) a 5.7 ± 0.6 (rango 2 a 6) postoperatoria. Fue difícil de evaluar en los casos bilaterales. El

arco de movilidad medio mejoró de 2.5 ± 0.5 preoperatorio (rango 2 a 3) a 5.6 ± 0.9 (rango 1 a 6) postoperatorio.

Hubo un total de trece revisiones de la cúpula acetabular, ninguna por aflojamiento del implante, nueve lo fueron debido a desgaste del polietileno convencional y cuatro por luxación tardía. No hubo revisiones por otra causa. Los datos de las diferentes revisiones se detallan en la Tabla II. La probabilidad de no tener una revisión de alguno de los componentes protésicos (sólo acetabulares en esta serie) a los 25 años fue 83% (95% Intervalo de confianza: 74.5 a 91.8), con 41 pacientes en riesgo (Figura 12).

Cuatro pacientes presentaron luxación tardía (cinco años o más después de la cirugía). Todas las caderas luxadas se asociaban a subluxaciones recurrentes y fueron tratadas inicialmente de modo conservador. En todos ellos se observó un desgaste masivo del inserto de polietileno y fue recambiado en todos los casos, implantándose un componente de doble movilidad (Serf, Decines, France). Las partes blandas (cápsula y rotadores externos cortos) fueron reanclados en todos los casos. Todos presentaron evolución favorable y no se observaron nuevos episodios de luxación (Figura 13).

Tabla II. Datos de los casos de revisión de componentes por cualquier causa

	Edad (años)	Sexo	Diagnóstico preoperatorio	Causa de revisión	Tiempo desde cirugía (años)	Desgaste medio (mm)	Técnica de la cirugía de revisión

1	64	Mujer	DCC	Desgaste/lisis	14	0.14	Injerto óseo impactado
2	55	Hombre	Artritis reumatoide	Desgaste/lisis	20	0.12	Cúpula no cementada
3	56	Mujer	OA primaria	Desgaste/lisis	18	0.24	Cambio núcleo polietileno
4	46	Hombre	DCC	Desgaste/lisis	23	0.15	Injerto óseo impactado
5	63	Mujer	OA primaria	Luxación tardía	20	0.12	Cúpula doble movilidad
6	61	Hombre	Necrosis avascular	Luxación tardía	17	0.13	Cúpula doble movilidad
7	56	Hombre	OA primaria	Luxación tardía	21	0.06	Cúpula doble movilidad
8	40	Hombre	Necrosis avascular	Desgaste/lisis	15	0.17	Cúpula no cementada
9	49	Mujer	Artritis reumatoide	Desgaste/lisis	20	0.13	Injerto óseo impactado
10	68	Hombre	OA primaria	Desgaste/lisis	15	0.10	Injerto óseo impactado
11	41	Mujer	Necrosis avascular	Desgaste/lisis	16	0.21	Injerto óseo impactado
12	52	Mujer	OA primaria	Desgaste/lisis	16	0.15	Cúpula no cementada
13	57	Hombre	Necrosis avascular	Luxación tardía	6	0.84	Cúpula doble movilidad

DCC: Displasia congénita de cadera

OA: Osteoartrosis

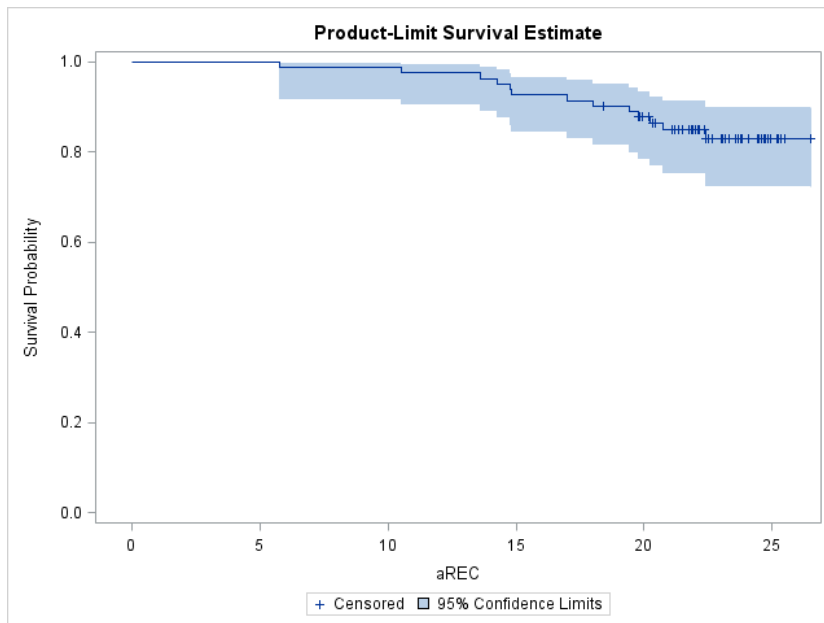
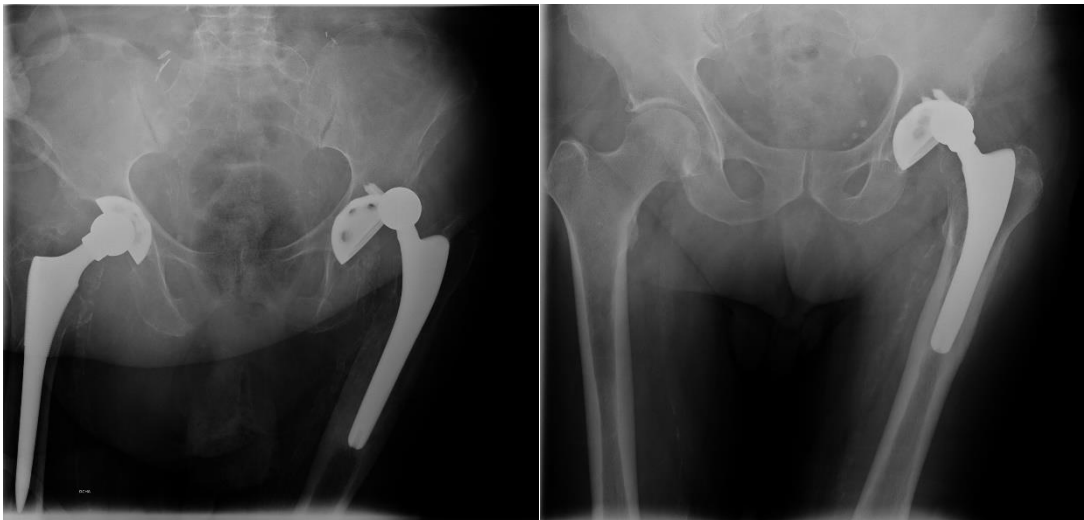


Figura 12: Gráfica que muestra la probabilidad acumulada de no tener revisión del componente acetabular por cualquier causa según Kaplan y Meier. La curva superior e inferior representan el intervalo de confianza de 95%. (95% IC).



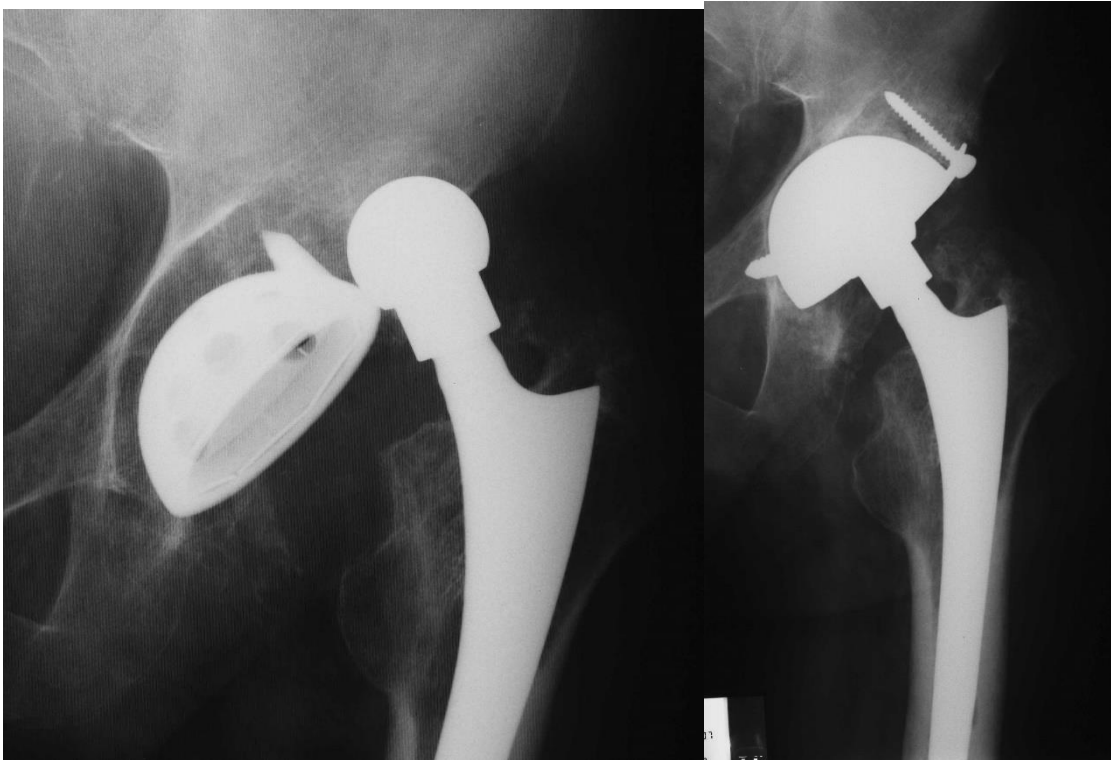
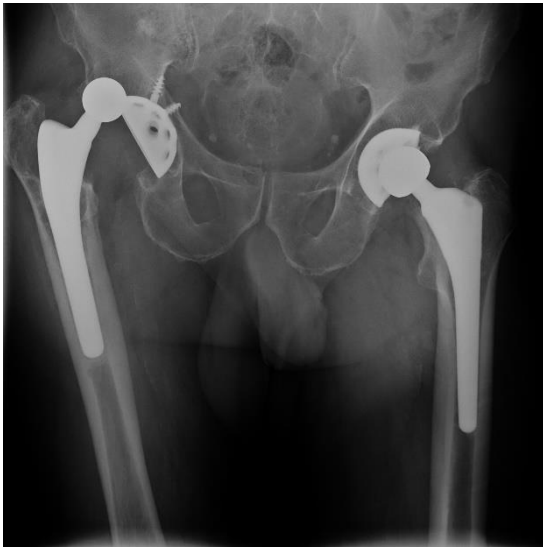


Figura 13. Radiografías anteroposteriores de cadera de todos los casos en que se presentó una luxación tardía. Todos ellos fueron intervenidos, implantando una cúpula de doble movilidad con buenos resultados clínicos.

4.3 RESULTADOS RADIOGRÁFICOS

Aunque 13 cúpulas acetabulares fueron revisados, todos los componentes femorales y acetabulares mostraron signos de osteointegración. Nueve cúpulas fueron revisadas quirúrgicamente por desgaste del polietileno o por problemas relacionados con la osteolisis acetabular y cuatro debido a luxaciones tardías recidivantes. No se realizó ninguna revisión del vástago femoral y ninguna cúpula acetabular fue revisada por aflojamiento (Figura 14).



Figura 14. Radiografía anteroposterior de pelvis en la que se muestra una prótesis total de cadera bilateral, operada hace 24 años (cadera derecha) y hace 26 años (cadera izquierda) con un buen resultado clínico. En ambos casos se observan signos de osteointegración radiográfica.

Componente acetabular

Radiográficamente, en relación con la posición del componente acetabular, el ángulo de abducción acetabular medio fue de $45.6^{\circ} \pm 3.9$ (30° a 60°), el ángulo de anteversión medio fue de $16.2^{\circ} \pm 7.3$, la altura media del centro de la cabeza femoral fue de 23.6 ± 6.8 mm (0 a 40), y la distancia horizontal media fue de 31.6 ± 6.1 mm (10 a 45). Tabla III. El componente acetabular se encontraba en posición neutra (40° a 50°) en 73 pacientes (89%), vertical (más de 50°) en 6 (7.3%) y horizontal (menos de 40°) en 3 (3.6%). La distancia al centro de rotación de la cadera fue mayor de 3 mm en 20 caderas.

Tabla III. Posición del componente acetabular y reconstrucción del mecanismo abductor.

Posición del Componente Acetabular (128)	Media (desviación estándar)
Ángulo abducción acetabular, °	45.6 (3.9)
Ángulo de anteversión, ° (240)	16.2 (7.3)
Distancia horizontal (mm)	31.6 (6.1)
Distancia vertical (mm)	23.6 (6.8)
Distancia centro rotación de la cadera (mm) (193)	2.7 (1.8)
Reconstrucción mecanismo abductor (88)	
Distancia brazo de palanca (mm)	63.7 (54.4)
Altura trocánter mayor (mm)	1.1 (1.2)

Se observaron líneas radiotransparentes alrededor del componente acetabular en 24 caderas. De estas caderas, en doce se observaron sólo en una zona de DeLee y Charnley (52) en la primera radiografía postoperatoria, diez en dos zonas y dos en tres zonas.

Todas las líneas radiotransparentes desaparecieron a los cinco años y no se observaron nuevas líneas a partir de los diez años.

La presencia de osteolisis acetabular fue registrada en un total de 14 caderas, 10 en la zona 2 y 3 de De Lee y 4 en la zona 1 (Figura 15). El análisis de supervivencia de Kaplan Meier a los 26 años evidenció una supervivencia del 89.9% para osteolisis acetabular (IC 95% 83.3-96.5) (Figura 16).



Figura 15. Radiografía anteroposterior de cadera a los 15 años de la operación de prótesis total de cadera. Se observan signos de ostointegración de la cúpula y formación osteolítica acetabular en las zonas 1 y 2 de DeLee y Charnley.

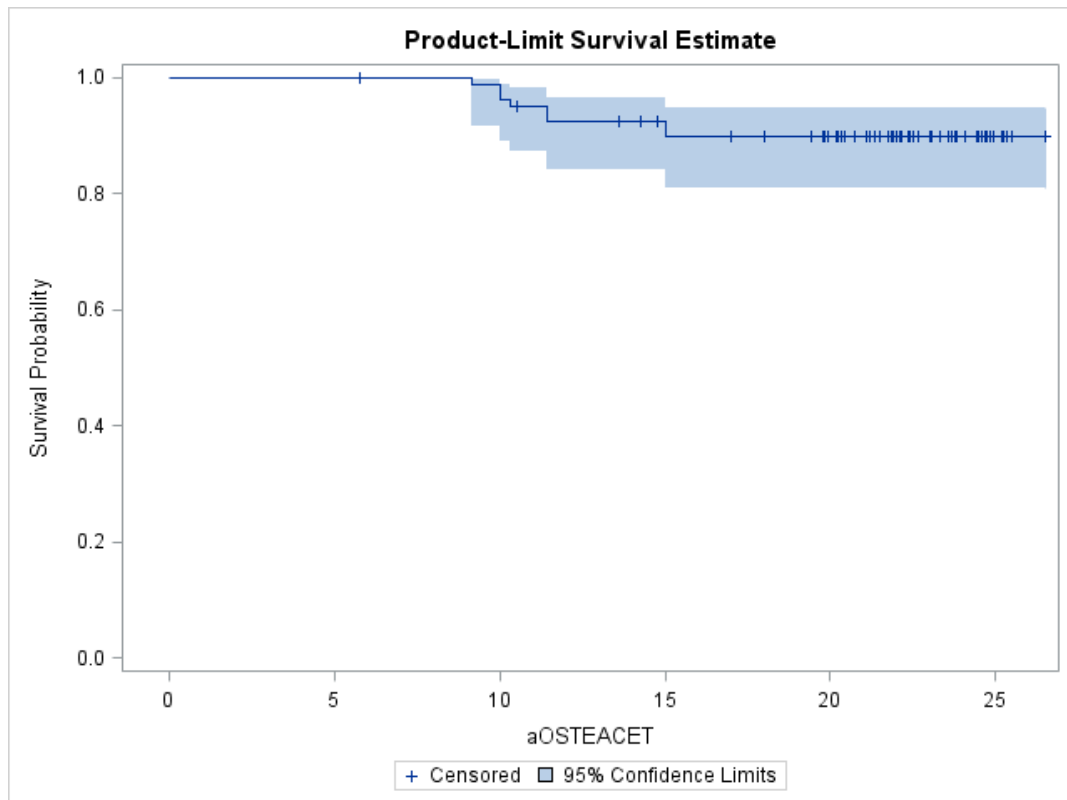


Figura 16: Gráfica que muestra la probabilidad acumulada de no tener osteolisis acetabular según Kaplan y Meier. La curva superior e inferior representan el intervalo de confianza de 95%. (95% IC).

Componente Femoral

41 caderas presentaron un fémur tipo A de Dorr y cols (59), 29 tipo B y 12 tipo C.

69 componentes femorales se encontraban en posición neutra, 11 en valgo y 2 en varo.

La osteointegración del componente femoral fue en el tercio medio del fémur (nivel A) en el 89.2% y en el tercio distal del fémur en el 89.4 % (nivel B). 12 caderas tuvieron una osteointegración femoral menor del 85 % en nivel A, de las cuales 5 caderas mostraban un fémur tipo C. El relleno del canal femoral medio fue 89.5 ± 7.5 % (rango, 67 a 100) en el tercio medio del vástago (nivel A) y 89.6 ± 7.9 % (rango, 63 a 100) a nivel distal en la

punta del vástago (nivel B). El encaje del canal fue más apretado en el fémur tipo copa de champagne de Dorr que en el tipo cilíndrico (ANOVA, $p < 0.01$) (Tabla IV).

Tabla IV. Relleno canal medio según el tipo de fémur a diferentes niveles (Dorr) (31)

Tipo femoral	Nivel A	Nivel B
Tipo A (n=41)	91.76 \pm 6.3	92.54 \pm 6.1
Tipo B (n=29)	88.50 \pm 6.4	88.08 \pm 7.5
Tipo C (n=12)	85.32 \pm 10.0	84.58 \pm 10.1
Total (n=82)	89.54 \pm 7.4	89.65 \pm 7.9
valores p (ANOVA)	p =0.012	p = 0.002

Todos los componentes femorales mostraron un sobrecrecimiento óseo interno, incluso el canal femoral Dorr C. El ajuste del canal fue mejor en el fémur en forma de embudo que en el fémur cilíndrico Dorr Tipo C (ANOVA, $p < 0.01$)

Hubo tres caderas con 5 mm de hundimiento del componente femoral indoloro y no progresivo, dos en fémures Dorr tipo C (con un relleno medio del canal <70%) y uno en un fémur Dorr tipo B (con 86% de relleno del canal).

Al final del seguimiento observamos osteolisis femoral en la zona 1 y 7 de Gruen en seis caderas (Figura 17), hipertrofia de la cortical en 19 caderas y moderada/severa osteopenia femoral proximal en 20 caderas (Figura 18). El análisis de supervivencia de Kaplan Meier a los 26 años evidenció una supervivencia del 92.1% para osteolisis femoral proximal (IC 95% 86.1-98.2) (Figura 19), 76.7% para hipertrofia de la cortical (IC 95% 67.7-85.7) (Figura 20), y 75.5% para osteopenia femoral (IC 95% 66.5-84.5) (Figura 21).



Figura 17. Radiografía anteroposterior de cadera derecha operada de prótesis total de cadera y con 17 años de evolución y buen resultado clínico. Se observa osteointegración del vástago femoral y formación osteolítica en la parte proximal del fémur



Figura 18. A) Radiografía lateral de cadera izquierda operada de prótesis total de cadera y con 17 años de evolución con buen resultado clínico, en la que se observa atrofia ósea proximal del fémur y un vástago osteointegrado. B) Radiografía anteroposterior de cadera derecha operada de prótesis total de cadera y con 20 años de seguimiento y buen resultado clínico en la que se observa atrofia ósea proximal e hipertrofia cortical. C) Radiografía anteroposterior de pelvis operado de prótesis total de la cadera izquierda con 24 años de seguimiento y buen resultado clínico donde se observa atrofia ósea proximal e hipertrofia cortical

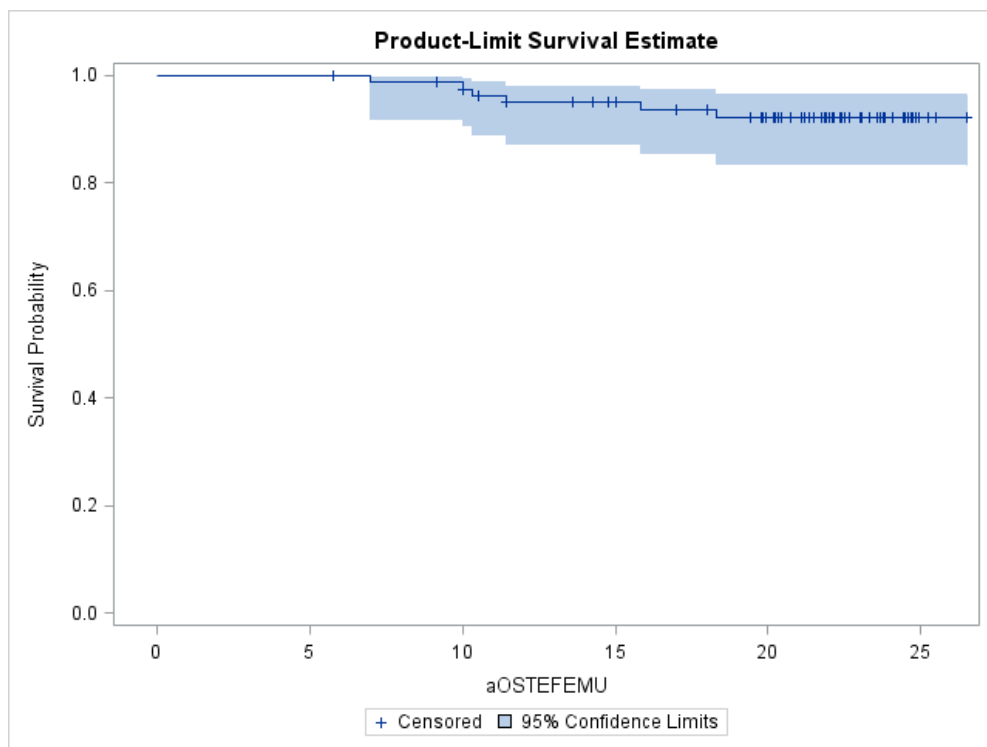


Figura 19: Gráfica que muestra la probabilidad acumulada de no tener osteolisis femoral según Kaplan y Meier. La curva superior e inferior representan el intervalo de confianza de 95%. (95% IC).

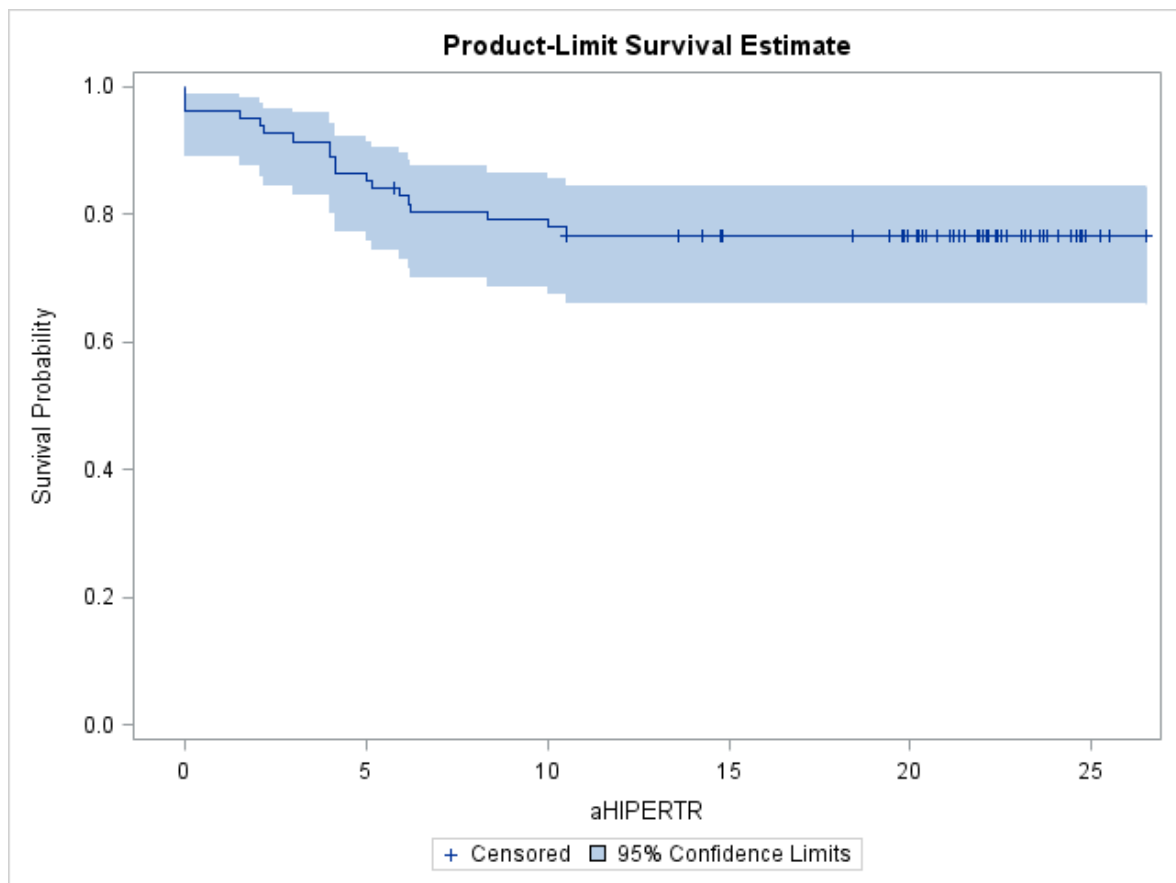


Figura 20: Gráfica que muestra la probabilidad acumulada de no tener hipertrofia de las corticales femorales según Kaplan y Meier. La curva superior e inferior representan el intervalo de confianza de 95%. (95% IC).

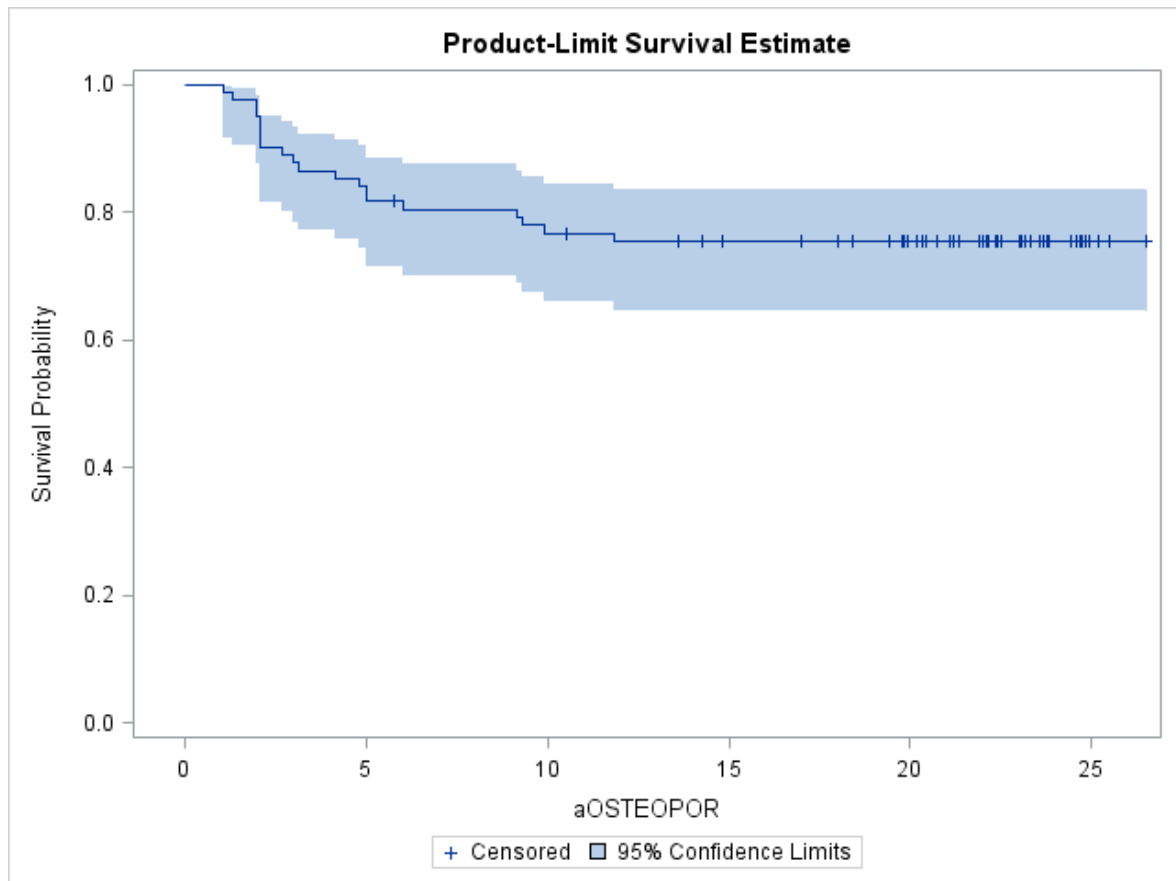


Figura 21: Gráfica que muestra la probabilidad acumulada de no tener atrofia proximal del fémur según Kaplan y Meier. La curva superior e inferior representan el intervalo de confianza de 95%. (95% IC).

De acuerdo con el análisis de regresión multivariante de Cox, el riesgo de osteolisis femoral aumentó con la aparición de hipertrofia femoral cortical (hazard ratio = 12.5, 95% CI, 1.3 a 120.8, $p = 0.028$). La hipertrofia de la cortical fue relacionada con la presencia de osteolisis femoral (análisis de regresión multivariable de Cox $p < 0.001$) y la osteopenia femoral proximal (análisis de regresión multivariable de Cox, $p = 0.012$).

4.4 DESGASTE DEL POLIETILENO

La penetración media de la cabeza femoral fue de 1.32 mm a los 11 años, 1.52 mm a los 15 años y 1.92 mm a los 25 años. El desgaste medio en el primer año fue de 0.30 (± 0.23) mm. El desgaste medio fue 0.12 (± 0.1) mm / año y 0.09 (± 0.06) mm / año después del período de desgaste inicial. El desgaste medio fue 0.08 (± 0.06) mm / año en caderas sin osteolisis y 0.14 (± 0.03) mm / año en caderas revisadas o con osteolisis ($p < 0.001$) (Figura 22). El análisis de característica operativa del receptor (ROC), mostró que una penetración media de la cabeza femoral de 0.11 mm al año o más estaba asociado a la aparición de osteolisis (Figura 23). 37 caderas (45.1%) tuvieron una penetración media de la cabeza femoral mayor de 0.11 mm/año.

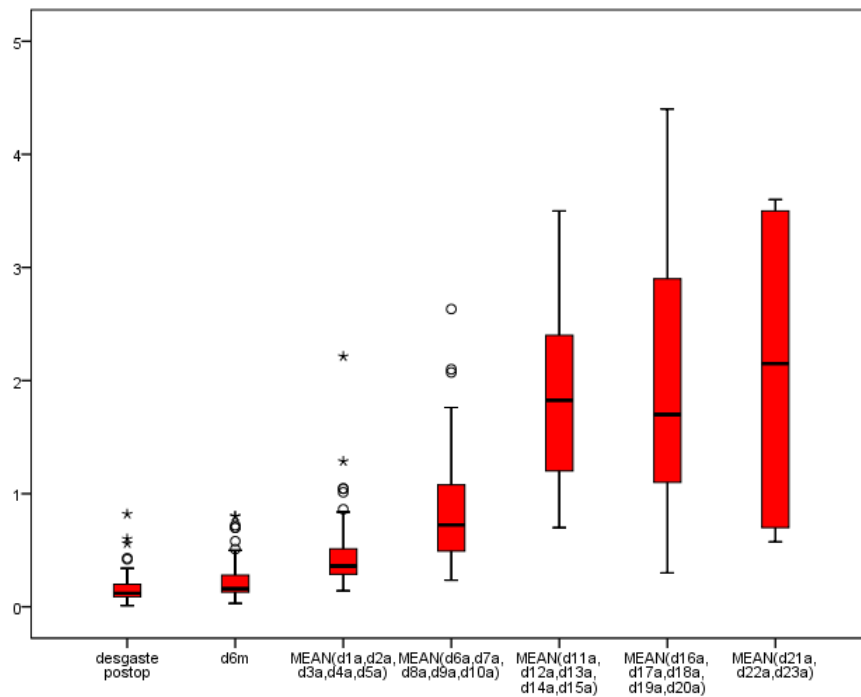


Figura 22. Gráfica que muestra la progresión de la penetración de la cabeza femoral (media en mm) dentro del núcleo de polietileno. Las líneas en negrita representan los valores medios, los márgenes “whiskers” indican los valores máximos y mínimos, las cajas “boxes” los rangos intercuartiles, los círculos indican los valores atípicos “outliers” y los asteriscos los valores extremos.

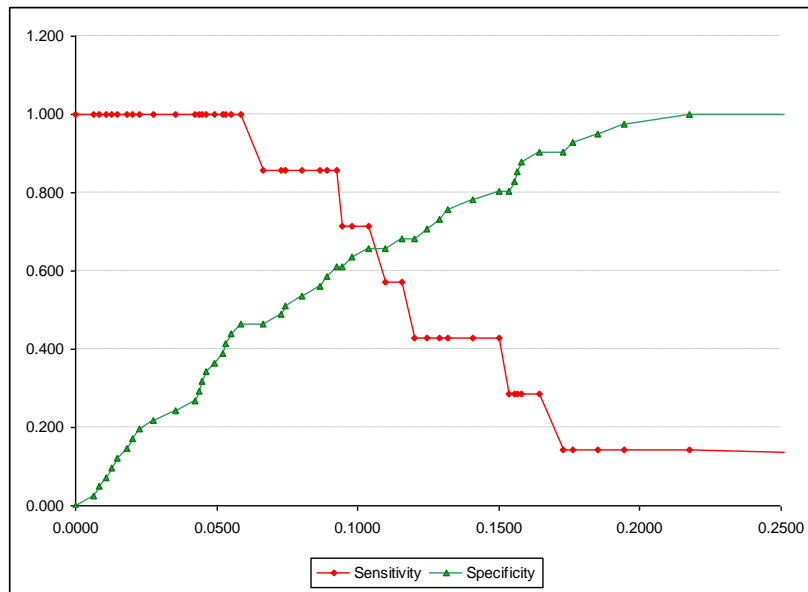


Figura 23. Valores de sensibilidad y especificidad para el desgaste y la aparición de osteolisis según el análisis de característica operativa del receptor

Un cuarto de las caderas mostraron un desgaste excesivo de $\geq 0,13$ mm /año. Solo la edad más joven (media 52.0 (SD 11.6) respecto a media 58.9 años (SD 10.0) (prueba U de Mann-Whitney, $p = 0.033$) estaba asociada significativamente con un desgaste excesivo (≥ 0.13 mm / año).

Sin embargo, los pacientes con mayor desgaste tendían a ser más activos (nivel de actividad ≥ 4 según Devane et al (prueba U de Mann-Whitney, $p = 0.058$), con más peso corporal (peso > 80 kg, prueba U de Mann-Whitney, $p = 0.296$), con un mayor ángulo de abducción acetabular ($> 50^\circ$ vertical) (prueba de chi-cuadrado, $p = 0,445$). (Figura 24).

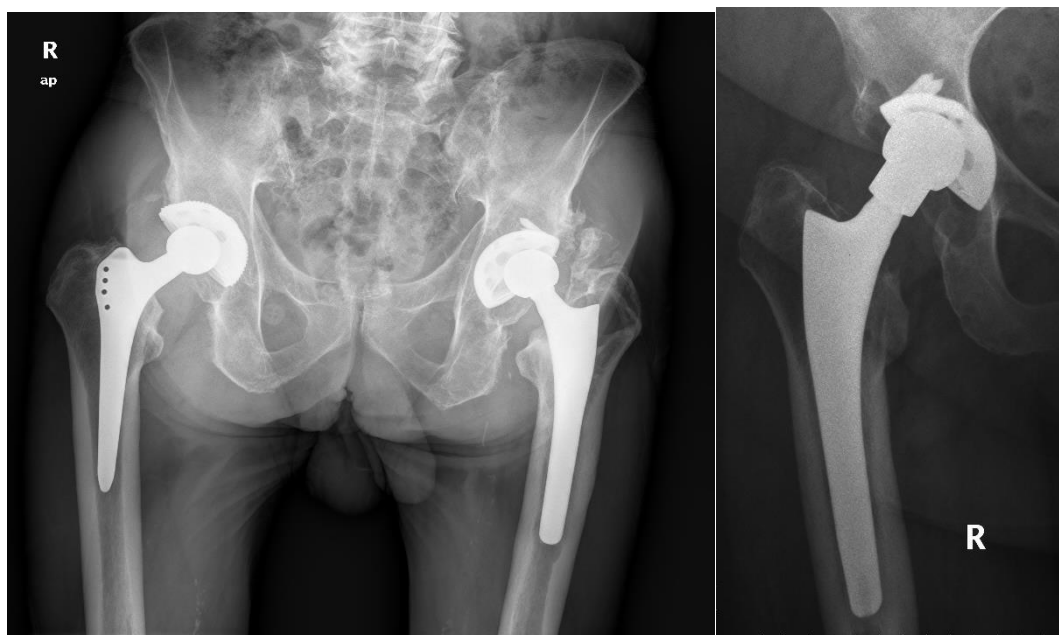


Figura 24. A) Radiografía anteroposterior de pelvis operada de prótesis total de ambas caderas (cadera derecha con prótesis de Zweymüller, cadera izquierda con prótesis Duraloc-Profile). La cadera izquierda con buen resultado clínico muestra desgaste excesivo los 22 años de evolución. B) Radiografía anteroposterior de cadera derecha con prótesis total de cadera Duraloc-Profile, con buen resultado clínico y 24 años de evolución, muestra desgaste excesivo.

4. DISCUSIÓN

La fijación no cementada es el método más utilizado en la prótesis total de cadera (167, 170). En relación con las superficies de fricción el par metal-polietileno continúa siendo también el de uso más frecuente (167,170). En este estudio a muy largo plazo encontramos que la prótesis total de cadera no cementada consigue una fijación al hueso duradera durante la tercera década después de la cirugía y confirma la necesidad de evaluar estrechamente los resultados clínicos y radiológicos de los pacientes jóvenes que están en riesgo de revisión como consecuencia de la posible aparición de osteolisis después de 25 años.

Componente Acetabular

En un estudio previo de la prótesis total de cadera Duraloc-Profile (DePuy), ninguno de los componentes fueron revisados a los 12-15 años de seguimiento (89). Los resultados históricos inferiores de la prótesis cementada de Charnley llevaron a aumentar el interés en las prótesis no cementadas.

Los componentes acetabulares hemisféricos y con recubrimiento poroso son los utilizados más ampliamente debido a sus excelentes resultados relacionados con la osteointegración (97, 248). El sistema Porocoat (DePuy) como superficie del componente acetabular asegura una fuerte fijación al hueso con el paso del tiempo (73), incluso en presencia de fracaso del núcleo de polietileno (86), siendo utilizada actualmente en nuevos diseños. Actualmente, el sistema Porocoat asociado a la cúpula acetabular es considerado como la primera elección debido a que nuevos sustratos metálicos o diseños trabeculares no han mejorado sus resultados hasta ahora (32,

141,226). La bandeja metálica en el diseño del componente acetabular proporciona soporte estructural absorbiendo las fuerzas que irradian a través del polietileno; sin embargo, fallos en la coaptación entre ambos pueden causar fallo del dispositivo. El anillo sensor de bloqueo (DePuy) utilizado en las cúpulas Duraloc, puede ajustarse a variaciones dimensionales que pueden ocurrirle al polietileno in vivo.

En nuestro estudio, la probabilidad de no tener cirugía de revisión acetabular debido a la presencia de dolor, desgaste de polietileno o luxación tardía disminuía con el paso de los años. La decisión de remover la cúpula o sustituir el núcleo de polietileno es discutido actualmente (226). En todas las caderas, todos los implantes estaban bien fijados al hueso en el momento de la revisión, a pesar de estado del núcleo de polietileno desgastado, el componente a veces implantado en mala posición, y la cúpula metálica secundariamente dañada por la penetración de la cabeza femoral. Aunque seis núcleos de polietileno habían sido sustituidos en el estudio anterior (89), la no infrecuente aparición de luxaciones tras el simple cambio del polietileno, las recomendaciones para su adecuado grosor, y los nuevos sistemas disponibles que facilitan la extracción del implante sin aumentar apenas la pérdida ósea acetabular en el momento de la revisión, nos llevan a indicar la extracción de todo el componente acetabular en el momento actual (32). En este estudio, la osteointegración de la cúpula hizo difícil su extracción, de este modo un defecto óseo acetabular inicialmente moderado se convertía, durante la operación de revisión, en un defecto mayor que requirió de complejas cirugías de reconstrucción del sustrato óseo mediante el empleo de aloinjerto óseo impactado (205).

El análisis radiográfico confirmó la ausencia de líneas radiotransparentes alrededor del componente acetabular; sin embargo la cifra de osteólisis alrededor de la cúpula

aumentó con el paso del tiempo. La aparición de osteolisis fue la causa principal de la cirugía de revisión en nueve caderas. Entre las caderas no revisadas, diez caderas mostraban osteolisis acetabular en las zonas 2 y 3 de DeLee y Charnley (52) y cuatro osteolisis en la zona 1 al final del seguimiento. Sólo una cadera había mostrado osteolisis media en el estudio previo (89). Hozack y cols. recomiendan la revisión quirúrgica si los síntomas clínicos se asocian quirúrgica en presencia de desgaste de polietileno y osteolisis, incluso en ausencia de desgaste identificable (120). Pitto y cols. (185) analizaron la aparición de osteolisis en la región acetabular en implantes sin cementar con ajuste a presión ("press fit") utilizando un análisis osteodensitométrico guiado por TAC. Es posible la aparición de osteolisis cuando la densidad ósea se reduce en un 70% (70) y se piensa que puede ser debido a la transferencia cortical en componentes no (56)

Luxaciones Tardías

Las luxaciones tardías han sido la otra causa de revisión quirúrgica de la cúpula con el paso de los años. Esta complicación ya fue referida anteriormente (89) pero nuevos casos han aparecido en este estudio reciente. La mayor movilidad debida a la laxitud de la pseudocápsula con la subsiguiente incompetencia de las partes blandas y el desgaste del reborde del núcleo de polietileno fue de nuevo observado como causa de la luxación. Coventry observó que los pacientes con luxación tardía tenían un mayor rango de movimiento, especialmente en flexión (14, 46, 116). Coventry también postuló que con el tiempo una distensión de la pseudocápsula conduciría a una incompetencia de partes blandas y a la luxación (46). Es posible que los estabilizadores de partes blandas estáticos y dinámicos incluyendo la potencia y fuerza de la musculatura de la

cadera se deterioren con el tiempo y provoquen que una prótesis mal posicionada inicialmente se luxa a largo plazo (12).

Subluxaciones de repetición se asocian con la luxación tardía. La subluxación puede conllevar a un daño en el borde del inserto de polietileno y producir una pérdida de la congruencia y una luxación tardía (245). Nosotros observamos un daño en el reborde del inserto de polietileno y una pérdida de la congruencia en la cirugía de revisión. Esto reduce la tasa de supervivencia del componente al 94.4% a los 12 años.

Sólo la penetración femoral en el inserto de polietileno medido en las radiografías postoperatorias se correlacionó con la luxación tardía. En las series actuales la luxación tardía ha ido asociada con factores demográficos que incluyen el género femenino, la excesiva ingesta de alcohol, el deterioro neurológico, la necrosis avascular de la cabeza femoral, fractura del fémur proximal, o factores técnicos como la mal posición de la cúpula o el desgaste de polietileno (12, 14).

Otro factor que aumenta la cifra de luxaciones tardías con el paso de los años, es la aparición de patología lumbar que va a favorecer la inclinación pélvica con cambios en la posición de la cúpula en relación con su posición inicial (26, 182). En relación con el tratamiento, las luxaciones tardías son mayormente recidivantes, por lo que se requerirá la revisión quirúrgica, estando el uso de las cúpulas de doble movilidad actualmente en aumento (112).

El desgaste radiográfico y la penetración de la cabeza femoral, ha aumentado con el paso del tiempo en este estudio, aunque hay que señalar que las caderas perdidas durante el seguimiento hace que aumente el rango de los valores durante los años finales. Una relativa estabilización de las cifras medias de la penetración de la cabeza femoral puede ser explicada parcialmente por la reducción de la actividad física de los

pacientes con su mayor edad. Por otra parte, se ha observado en este estudio que el desgaste mayor de 0.11 mm/año se ha relacionado con la aparición de osteolisis, como ya se refirió en el estudio anterior (89). Casi la mitad de las caderas tenían un valor medio mayor de desgaste, como signo predictor de la osteolisis, confirmando la necesidad del estrecho seguimiento de estos pacientes con polietileno convencional que tuvieron una edad relativamente joven en el momento de la cirugía, el 39% de nuestra serie tenían menos de 55 años.

Todos los componentes femorales estaban bien fijos al hueso en los casos en que se realizó la revisión acetabular y ningún signo radiológico de aflojamiento fue observado en toda la serie. Como en el estudio anterior, los resultados clínicos de este vástago anatómico recubierto de hidroxiapatita en su parte proximal fue excelente, con ausencia de dolor en la cara anterior del muslo en todos los tipos femorales, incluso en pacientes con fémures tipo C de Dorr (133). La baja prevalencia de dolor en el muslo en nuestro estudio es probablemente atribuido a la estabilidad axial y torsional del componente femoral anatómico (137).

A pesar de la mayor frecuencia del aumento de la cortical femoral y de la osteopenia proximal con el paso de los años, las osteolisis alrededor del vástago femoral permanecían limitadas y siempre localizados en la parte proximal del fémur. La hipertrofia de las corticales era circunferencial y estable durante el seguimiento. Utilizando Ein Bild Röntgen Analyse femoral component analysis (EBR FCA) con el fin de valorar la estabilidad del mismo vástago empleado en nuestro estudio, Hamadouche y cols refieren, en un estudio prospectivo, resultados mejores para los vástagos recubiertos con hidroxiapatita que los no recubiertos (113).

Los beneficios del recubrimiento con hidroxiapatita del vástago femoral son actualmente discutido, aunque una mejor osteointegración parece evidente, mejores resultados parecen depender más del diseño del vástago femoral y de las características del titanio (39, 74, 211)

Limitaciones del Estudio

El presente estudio presenta diferentes limitaciones:

- 1) La fortaleza de los estudios a muy largo plazo tienen también la limitación de la pérdida de pacientes durante el seguimiento. Aunque muchos de los pacientes eran relativamente jóvenes en el momento de la cirugía, un tercio de ellos no pudo incluirse en este estudio.
- 2) No se realizó estudio aleatorizado de este modelo de prótesis con otros diseños para establecer comparaciones.
- 3) Se ha realizado el estudio de supervivencia de Kaplan y Meier y no el de riesgo por competencias “competing risk” que podría ser más adecuado por la pérdida de casos (225).
- 4) El cirujano investigador examinó las radiografías e introdujo los datos en formularios el día de la visita ambulatoria, pero como no era factible medir el desgaste de polietileno, la alineación del implante, el ajuste o relleno del canal en esa misma visita médica, estas medidas fueron realizadas por otro autor en otra ocasión. Por lo tanto, puede existir algún sesgo en la evaluación radiológica. Aceptamos que nuestra evaluación de aflojamiento y el desgaste pueden no ser del todo exacto, pero clínica y radiológicamente no encontramos evidencia de aflojamiento.

- 5) Aunque la medición radiológica de la penetración de la cabeza femoral fue realizada mediante uno de los métodos más reproducibles (94), nuestra curva de aprendizaje puede haber influido en los resultados. Los métodos de medición digitales del desgaste son más precisos que los manuales, pero se necesitan radiografías de buena calidad para ver claramente los márgenes de los componentes y la cabeza femoral.
- 6) Finalmente nos preocupa que los cambios de la remodelación del hueso y las lesiones osteolíticas fueron analizado sólo mediante radiografías convencionales y no con estudios con DEXA o con tomografías computarizadas que son más efectivas en la detección de estos fenómenos (83, 119, 135, 192,229).

5. CONCLUSIONES

- 1) Los hallazgos de este estudio nos permiten concluir que la prótesis de cadera sin cementar Duraloc-Profile (DePuy) alcanza buenos resultados a muy largo plazo.
- 2) El desgaste de polietileno y la luxación tardía fueron los principales motivos para la revisión quirúrgica del componente acetabular después de 25 años, mientras que los dos componentes, femoral y acetabular, mantenían una segura fijación al hueso.
- 3) Aunque el polietileno convencional es raramente utilizado en la actualidad, es necesario un estrecho seguimiento de los pacientes con el fin de determinar la posible necesidad de una revisión quirúrgica precoz.

7. REFERENCIAS

1. Akisue T, Bauer TW, Yamaguchi M, Matejczyk M-B, Stulberg BN, Wilde AH: Multidirectional deformation in fully congruent acetabular components. J Arthroplasty 1999; 14: 1011-1018.
2. Aspenberg P, Van der Vis H. Migration, particles and fluid pressure. A discussion of causes of prosthetic loosening. Clin Orthop Relat Res 1998; 352: 75-80.
3. Astion DJ, Saluan P, Stulberg BN, Rimnac CM, Li S. The porous-coated anatomic total hip prosthesis: failure of the metal-backed acetabular component. J Bone Joint Surg Am 1996; 78: 755-66.
4. Baker DA, Hastings RS; Pruitt L: Study of fatigue resistance of chemical and radiation crosslinked medical grade ultrahigh molecular weight polyethylene. J Biomed Mater Res 1999; 46: 573-581.
5. Baldursson H, Hansson LI, Olsson TH, Selvik G: Migration of the acetabular socket after total hip replacement determined by roentgen stereophotogrammetry. Acta Orthop Scand 1980; 51: 535-540.
6. Bankston AB, Faris PM, Keating EM, Ritter MA. Polyethylene wear in total hip arthroplasty in patient-matched groups: A comparison of stainless steel, cobalt-chrome, and titanium-bearing surfaces. J Arthroplasty 1993; 8: 315-322.
7. Bankston AB, Keating EM, Ranawat C, Faris PM, Ritter MA. Comparison of polyethylene wear in machined versus molded polyethylene. Clin Orthop Relat Res 1995; 317: 37-43.

8. Barrack RL, Lavernia C, Szuszczewicz ES, Sawhney J: Radiographic wear measurements in a cementless metal-backed modular cobalt-chromium acetabular component. *J Arthroplasty* 2001; 16: 820-828.
9. Bartel DL, Bicknell VL, Wright TM: The effect of conformity, thickness, and material on stresses in ultra-high molecular weight components for total joint replacement. *J Bone Joint Surg Am* 1986; 68: 1041-1051.
10. Bauer TW, Geesink RC, Zimmerman R, McMahon JT. Hydroxyapatite-coated femoral stems. Histological analysis of components retrieved at autopsy. *J Bone Joint Surg Am.* 1991;73:1439.
11. Berger RA, Jacobs JJ, Quigley LR, Rosenberg AG, Galante JO. Primary cementless acetabular reconstruction in patients younger than 50 years: 7- to 11-year results. *Clin Orthop Relat Res* 1997; 344: 216-226.
12. Berry DJ, von Knoch M, Schelck CD, Harmsen WS. The cumulative long-term risk of dislocation after primary Charnley total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2004;86-A:9-14.
13. Bettin D, Greitemann B, Polster J, Schulte-Eistrup S. Long-term results of uncemented Judet hip endoprostheses. *Inter Orthop* 1995; 19: 144-150.
14. Biedermann R, Tonin A, Krismer M, et al. Reducing the risk of dislocation after total hip arthroplasty: the effect of orientation of the acetabular component. *J Bone Joint Surg Br* 2005; 87-B:762-9.
15. Bisla RS, Inglis AE, Ranawat CS. Joint replacement surgery in patients under thirty. *J Bone Joint Surg Am* 1976; 58: 1098-1104.

16. Bitar Shareghi, BSc, Per-Erik Johanson, MD, and Johan Karrholm, MD, PhD. Wear of Vitamin E-Infused Highly Cross-Linked Polyethylene at Five Years . J Bone Joint Surg Am. 2017;99:1447-52.
17. Bobyn JD, Jacobs JJ, Tanzer M. The susceptibility of smooth implant surfaces to periimplant fibrosis and migration of polyethylene wear debris. Clin Orthop Relat Res 1995; 311: 21-39.
18. Bobyn JD, Toh KK, Hacking SA, Tanzer M, Krygier JJ. Tissue response to porous tantalum acetabular cups: A canine model. J Arthroplasty 1999; 14: 347-354.
19. Bohl JR, Bohl WR, Postak PD, Greenwald AS: The effects of shelf life on clinical outcome for gamma sterilized polyethylene tibial components. Clin Orthop Relat Res 1999; 367: 28-38.
20. Bono JV, Sanford L, Toussaint JT: Severe polyethylene wear in total hip arthroplasty. Observations from retrieved AML Plus hip implants with an ACS polyethylene liner. J Arthroplasty 1994; 9: 119-125.
21. Bookman JS, Kaye ID, Chen KK, Jaffe FF, MD, Schwarzkopf R. 10-year follow-up wear analysis of Marathon highly cross-linked polyethylene in primary total hip arthroplasty. The Journal of Arthroplasty 2017; 32:2587-2589.
22. Brien WW, Salvati EA, Wright TM, Nelson CL, Hungerford DS, Gilliam DL: Dissociation of acetabular components after total hip arthroplasty. Report of four cases. J Bone Joint Surg Am 1990; 72: 1548-1550.
23. Broomfield JA, Malak TT, Thomas GER, Palmer AJR, Taylor A, Glyn-Jones S,. The relationship between polyethylene wear and periprosthetic osteolysis in total hip arthroplasty at 12 years in a randomized controlled trial cohort. J Arthroplasty 2017;32: 1186-1191.

24. Brown SR, Davies WA, DeHeer DH, Swanson AB. Long-term survival of McKee-Farrar total hip prostheses. Clin Orthop Relat Res 2002; 402: 157-163.
25. Bruijn JD, Seelen JL, Feenstra RM, Hansen BE, Bernoski FP. Failure of the Mecring screw-ring acetabular component in total hip arthroplasty: A three to seven-year follow-up study. J Bone Joint Surg Am 1995; 77: 760-766.
26. Buckland AJ, Puvanesarajah V, Vigdorchik J, et al. Dislocation of a primary total hip arthroplasty is more common in patients with a lumbar spinal fusion. Bone Joint J 2017;99-B:585-591.
27. Bullough P, Goodfellow J, Greenwald AS. Incongruent surfaces of human hip joints. Nature 1968; 217:1290.
28. Burke DW, Bragdon CR, Lowenstein JD. Abstract: Mechanical aspects of the bone-porous surface interface under known amounts of implant motion: An in vivo canine study. Trans Orthop Res Soc 1993; 18:470.
29. Byers PD, Contepomi A, Farkas TA: A post-mortem study of the hip joint. Ann Rheum Dis 1970; 29:15-31.
30. Campbell P, Ma S, Yeom B: Isolation of predominantly submicron-sized UHMWPE wear particles from periprosthetic tissues. J Biomed Mater Res 1995; 29:127.
31. Capello WN, D'Antonio JA, Manley MT, Feinberg JR, Hydroxyapatite in total hip arthroplasty. Clinical results and critical issues. Clin Orthop Relat Res. 1998;355:200.
32. Carli AV, Warth LC, de Mesy Bentley KL, Nestor BJ. Short to midterm follow-up of the tritanium primary acetabular component: a cause for concern. J Arthroplasty 2017;32:463-469.

33. Castro FP Jr, Chimento G, Munn BG, Levy RS, Timon S, Barrack RL: An analysis of Food and Drug Administration medical device reports relating to total joint components. *J Arthroplasty* 1997; 12:765-771.
34. Chandler HP, Reineck FT, Wixson RL, McCarthy JC. Total hip replacement in patients younger than thirty years old : a five-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 1981; 63: 1426-1434.
35. Charnley J. Arthroplasty of the hip. A new operation. *Lancet* 1961; 1:1129-1132.
36. Charnley J. Artroplastia de baja fricción en la cadera. Teoría y práctica. 1981; Salvat Editores, Barcelona.
37. Charnley J, Cupic Z: The nine and ten year results of the low-friction arthroplasty of the hip. *Clin Orthop Relat Res* 1973; 95: 9-25.
38. Charnley J, Halley DK: Rate of wear in total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res* 1975; 112: 170-179.
39. Chen YL, Lin T, Liu A, et al. Does hydroxyapatite coating have no advantage over porous coating in primary total hip arthroplasty? A meta-analysis. *J Orthop Surg Res* 2015;10:21.
40. Chen PC, Mead EH, Pinto JG, Colwell CW Jr: Polyethylene wear debris in modular acetabular prostheses. *Clin Orthop Relat Res* 1995; 317: 44-56.
41. Clohisy JC, Harris WH. The Harris-Galante porous-coated acetabular components with screw fixation: an average ten-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 1999; 81:66-73.
42. Cohen B, Rushton N: Accuracy of DEXA measurement of bone mineral density after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 1995; 77:479-483.

43. Collis DK. Cemented total hip replacements in patients who are less than fifty years old. *J Bone Joint Surg Am* 1984; 66: 353-359.
44. Cooper RA, McAllister CM, Borden LS, Bauer TW: Polyethylene debris-induced osteolysis and loosening in uncemented total hip arthroplasty. A cause of late failure. *J Arthroplasty* 1992; 7: 285-290.
45. Cordero-Ampuero J, Garcia-Cimbrelo E, Munuera L: Fixation of porous-coated cementless acetabular cups. A radiographic 4- to -8-year study of 113 cases. *Acta Orthop Scand* 1994; 65: 263-266.
46. Coventry MB. Late dislocations in patients with Charnley total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg [Am]* 1985;67-A:832-41.
47. Cruz-Pardos A, Garcia-Cimbrelo E. The Harris-Galante total hip arthroplasty: a minimum 8-year follow-up study. *J Arthroplasty* 2001 Aug;16(5):586-97.
48. Cruz-Pardos A, Garcia-Cimbrelo E, Cordero-Ampuero J. Porous-coated anatomic uncemented total hip arthroplasty. A 10-17-year follow-up. *Hip Inter.* 2005;15:78-84.
49. Curtis MJ, Jinnah RH, Wilson VD, Hungerford DS. The initial stability of uncemented acetabular components. *J Bone Joint Surg Br.* 1992;74(3):372-376.
50. DeGroot K, Geesink RG, Klein CP: Plasma sprayed coatings of hydroxyapatite. *J Biomed Mater Res* 1987; 21: 1375-1381.
51. Delaunay CP, Kapandji AI. Acetabular screws rings and surface treatment. *Clin Orthop Relat Res* 1997; 340: 130-141.
52. DeLee JG, Charnley J. Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res* 1976;121:20-32.

53. Devane PA, Bourne RB, Rorabeck CH, Hardie RM, Horne JG: Measurement of polyethylene wear in metal-backed acetabular cups. I. Three dimensional technique. Clin Orthop Relat Res 1995; 319: 303-316.
54. Devane PA, Bourne RB, Rorabeck CH, MacDonald S, Robinson EJ: Measurement of polyethylene wear in metal-backed acetabular cups. II. Clinical application. Clin Orthop Relat Res 1995; 319: 317-326.
55. Devane PA, Horne JG, Ashmore A, Mutimer J, Kim W, Stanley J. Highly cross-linked polyethylene reduces wear and revision rates in total hip arthroplasty. A 10-year double-blinded randomized controlled trial. J Bone Joint Surg Am. 2017;99:1703-14.
56. Digas G, Karrholm J, Thanner J. Different loss of BMD using press-fit and whole polyethylene cups fixed with cement: repeated DXA studies in 96 hips randomized to 3 types of fixation. Acta Orthop 2006;77:218-26.
57. Digas G, Kärrholm J, Thanner J, Herberts P. 5-year experience of highly crosslinked polyethylene in cemented and uncemented sockets: two randomized studies using radiostereometric analysis. Acta Orthop 2007;78:746-754.
58. Dorr LD, Bechtol CO, Watkins RG, Wan Z. Radiographic anatomic structure of the arthritic acetabulum and its influence on total hip arthroplasty. J Arthroplasty. 2000;15(7):890-900.
59. Dorr LD, Faugere M-C, Mackel AM, Gruen TA, Bognar B, Malluche HH. Structural and cellular assessment of bone quality of proximal femur. Bone 1993;14(3)231-242.
60. Dorr LD, Kane TJ III, Conaty JP. Long-term results of cemented total hip arthroplasty in patients 45 years old or younger, a 16-year follow-up study. J Arthroplasty 1994; 9:453-456.

61. Dorr LD, Wan Z, Cohen J. Hemispheric titanium porous coated acetabular component without screw fixation. Clin Orthop Relat Res. 1998;(351):158-168.
62. Dumbleton JH, Manley MT, Edidin AA. A literature review of the association between wear rate and osteolysis in total hip arthroplasty J Arthroplasty 2002;17:649-661.
63. Ebramzadeh E , Sangiorgio SN, Lattuada F, Kang JS, Chiesa R, McKellop HA, Dorr LD. Accuracy of measurement of polyethylene wear with use of radiographs of total hip replacements. J Bone Joint Surg Am. 2003 Dec;85-A(12):2378-84.
64. Edidin AA, Pruitt L, Jewet CW, Crane DJ, Roberts D, Kurtz SM: Plasticity-induced damage layer ia a precursor to wear in radiation-cross-linked UHMWPE acetabular components for total hip replacement. J Arthroplasty 1999; 14: 616-627.
65. Eggli S, z'Brun S, Gerber C, Ganz R. Comparison of polyethylene wear with femoral heads of 22 mm and 32 mm. A prospective , randomised study. J Bone Joint Surg Br 2002; 84: 447-451.
66. Engh CA, Bobyn J, Glassman AH. Porous-coated hip replacement: the factors governing bone ingrowth, stress shielding and clinical results. J Bone Joint Surg [Br]1987;69-B:45-55.
67. Engh CA Jr, Culpepper WJH, Engh CA. Long-term results of use of the anatomic medullary locking prosthesis in total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am 1997; 79:177-184.
68. Engh CA, Glassman AH, Suthers KE. The case for porous-coated hip implants.The femoral side. Clin Orthop Relat Res 1990;261:63-81.
69. Engh CA, Griffin WL, Marx CL. Cementless acetabular componentes J Bone Joint Surg Br 1990; 72: 53-59.

70. Engh CA, Hopper RH Jr, Engh CA Jr. Long-term porous-coated cup survivorship using spikes, screws, and press-fitting for initial fixation. *J Arthroplasty*. 2004;19(7)(Suppl 2):54-60.
71. Engh CA Jr, McAuley J, Sychterz CJ, Sacco ME, Engh CA Sr. The accuracy and reproductibility of radiographic assessment of stress-shielding. *J Bone Joint Surg Am* 2000;82-A:1414-20.
72. Engh CA, McGovern TF, Bobyn JD, Harris WH. A quantitative evaluation of periprosthetic bone-remodelling after cementless total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1992; 1009-1020.
73. Engh CA, Powers CC, Ho H, Beykirch-Padgett SE, Hopper RH Jr, Engh CA Jr. The effect of poly sterilization on wear, osteolysis and survivorship of a press-fit cup at 10-year followup. *Clin Orthop Relat Res*. 2012;470(2):462-470.
74. Epinette JA, Manley MT. Uncemented stems in hip replacement-- hydroxyapatite or plain porous: does it matter? Based on a prospective study of HA Omnifit stems at 15-years minimum follow-up. *Hip Int* 2008;18:69-74.
75. Franzen H, Mjoberg B: Wear and loosening of the hip prosthesis. A roentgen stereophotogrammetric 3-year study of 14 cases. *Acta Orthop Scand* 1990; 61: 499-501.
76. Galante J, Rostoker W, Lueck R, Ray RD. Sintered fiber metal composites as a basis for attachments of implants to bone. *J Bone Joint Surg Am* 1971; 53: 101-114.
77. García Cimbreló E: Desgaste acetabular en la artroplastia de baja fricción: factores de riesgo y consecuencias clínicas. *Rev Ortop Traum* 1992; 36IB: 284-290.
78. García-Cimbreló E, Cruz-Pardos A, Cordero J, Sánchez-Sotelo J: Low-friction arthroplasty in patients younger than 40 years. 20-to 25-year results. *J Arthroplasty* 2000; 15: 825-832.

79. Garcia-Cimbrelo E, Cruz-Pardos A, Madero R, Ortega-Andreu M. Total hip arthroplasty with use of the cementless Zweymüller-Alloclassic sytem: a ten to thirteen-year follow-up study. J Bone Joint Surg [Am] 2003;85-A:296-303.
80. García-Cimbrelo E, Munuera L: Early and late loosening of the acetabular cup after low-friction arthroplasty. J Bone Joint Surg Am 1992 ; 74:1119-1129..
81. Garcia-Cimbrelo E, Díez-Vázquez V, Madero R, Munuera L: Progresión of radiolucent lines adjacent to the acetabular component and factors influencing migration after Charnely low-friction arthroplasty. J Bone Joint Surg Am 1997; 79: 1373-1380.
82. García-Cimbrelo E, Martínez-Sayanes JM, Minuesa A, Munuera L: Mittelmeier ceramic-ceramic prósthesis after ten years. J Arthroplasty 1996; 11: 773-781.
83. Garcia-Cimbrelo E, Tapia M, Martin-Hervas C. Multislice computed tomography for evaluating acetabular defects in total hip revision arthroplasty. Clin Orthop Relat Res 2007;463:138-143.
84. García-Rey. Bedding-in and true wear in two different generations cementless porous-coated acetabular cups. Hip Int 2010; 20 (Suppl 7): S86-S93.
85. García-Rey. Screws are not needed when secure interference fit of uncemented acetabular components is adequate: a 5- to 15-year follow-up with clinical and radiological analysis Hip Int 2017; 27 (3): 267-272.
86. Garcia-Rey E, Garcia Cimbrelo E. Long-term results of uncemented acetabular cups with an ACS polyethylene liner. A 14-16-year follow-up study. Int Orthop 2007; 31: 205-10.
87. Garcia-Rey E, Garcia-Cimbrelo E. Clinical and radiographic results and wear performance in different generations of a cementless porous-coated acetabular cup. Int Orthop 2008; 32: 181-7.

88. García-Rey E, García –Cimbrelo E. Abductor biomechanics clinically impact the total hip arthroplasty dislocation rate: a prospective long-term study. *J Arthroplasty* 2016;31: 484-90.
89. García Rey E, García Cimbrello E, Cordero Ampuero J. Outcome of a hemispherical porous-coated acetabular component with a proximally hydroxyapatite-coated anatomic femoral component: a 12- to 15-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Br* 2009; 91: 327-32.
90. Garcia-Rey E, Garcia-Cimbrello E, Cruz-Pardos A, Ortega Chamarro J. New polyethylenes in total hip replacement: a prospective, comparative clinical study of two types of liner. *J Bone Joint Surg Br* 2008; 90: 149-53.
91. García-Rey E, García-Cimbrello E, Cruz-Pardos A. Cup press fit in uncemented THA depends on sex, acetabular shape, and surgical technique. *Clin Orthop Relat Res.* 2012;470(11):3014-3023.
92. Garcia-Rey E, Garcia-Cimbrello E, Cruz-Pardos A. New polyethylenes in total hip replacement: A ten- to 12- year follow-up study *Bone Joint J* 2013;95-B:326-32.
93. Gaudiani MA, White PB, Ghazi N, Ranawat AS, Ranawat CS. Wear Rates with large metal and ceramic heads on a second generation highly cross-linked polyethylene at mean 6-year follow-up. *J Arthroplasty.* 2017 Sep 14.
94. Geerdink CH, Grimm B, Vencken W, Heyligers IC, Tonino AJ. The determination of linear and angular penetration of the femoral head into the acetabular component as an assessment of wear in total hip replacement: a comparison of four computer-assisted methods. *J Bone Joint Surg Br.* 2008 Jul;90(7):839-46.

95. Geesink RG, Hoefnagels NHM. Six-year results of hydroxyapatite-coated total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br* 1995; 77: 534-547.
96. Glyn-Jones S, McLardy-Smith P, Gill HS, Murray DW. The creep and wear of highly cross-linked polyethylene: a three-year randomised, controlled trial using radiostereometric analysis. *J Bone Joint Surg Br* 2008; 90: 556-61.
97. Grobler GP, Learmonth ID, Bernstein BP, Dower BJ. Ten-year results of a pressfit, porous-coated acetabular component. *J Bone Joint Surg [Br]* 2005;87-B:786-789.
98. Goetz DD, Smith EJ, Harris WH. The prevalence of femoral osteolysis associated with components inserted with or without cement in total hip replacement: a retrospective matched-pair series. *J Bone Joint Surg Am* 1994; 76: 1121-1128.
99. Goldring SR, Schiller AL, Roelke M, Rourke CM, O'Neill DA, Harris WH. The synovial-like membrane at the bone-cement interface in loose total hip replacement and its proposed role in bone lysis. *J Bone Joint Surg Am* 1983; 65: 575-584.
100. Gómez-Barrena E, Chang JD, Li S, Furman BS, Rimnac CM, Salvati EA: The role of polyethylene properties in osteolysis after total hip replacement. En Pritchard DJ (ed). *Instrc Course Lect. Vol 45, Rosemont IL, AAOS* 1996: 167-197.
101. Gómez-Barrena E, Li S, Furman BS, Masri BA, Wright TM, Salvati EA: Role of polyethylene oxidation and consolidation defects in cup performance. *Clin Orthop Relat Res* 1998; 352: 105-117.
102. Gómez-Barrena E, Li S, Salvati EA: Desgaste del polietileno: cómo influyen las propiedades del material. *Rev Ortop Traum* 1995; 39:472-480.

103. Gómez Barrena E, Puértolas Rafaels JA: Polietileno. En: Reig Vallet M, y Munuera L (ed): Biomateriales: Aquí y Ahora. Dykinson, Madrid, 2000: 31-43..
104. González MH, Glass RS, Mallory TH. Fracture of a total-backed acetabular component in total hip arthroplasty: a case report. Clin Orthop Relat Res 1986; 232: 156-158.
105. González Della Valle A, Ruzo PS, Li S, Pellicci P, Sculco TP, Salvati EA: Dislodgment of polyethylene liners in first and second-generation Harris-Galante acetabular components. A report of eighteen cases. J Bone Joint Surg Am 2001; 83: 553-559.
106. Goodfellow J, Mitsou A: Joint surface incongruity and its maintenance. J Bone Joint Surg Br 1977; 59: 446-451.
107. Goodman S. Wear particulate and osteolysis. Orthop Clin North Am 2005; 36 (1): 41-8.
108. Greenwald AS, O'Connor JJ: The transmission of load through the human hip joint. J Biomech 1971; 4: 507-528.
109. Gruen TA, McNeice GM, Amstutz HC. "Modes of failure" of cemented stem-type femoral components. Clin Orthop Relat Res 1979; 171: 17-27.
110. Hailer NP, Garellick G, Kärrholm J. Uncemented and cemented primary total hip arthroplasty in the Swedish Hip Arthroplasty Register. Acta Orthop. 2010; 81(1): 34-41.
111. Hallan G, Lie SA, Havelin LI. High wear rates and extensive osteolysis in 3 types of uncemented total hip arthroplasty: a review of the PCA, the Harris Galante and the Profile/ Trilock Plus arthroplasties with a minimum of 12 years median follow-up in 96 hips. Acta Orthop 2006; 77: 575-84.

112. Hamadouche M, Biau DJ, Hutten D, Musset T, Gaucher F. The use of a cemented dual mobility socket to treat recurrent dislocation. *Clin Orthop Relat Res* 2010;468:3248-3254.
113. Hamadouche M, Witvoet J, Porcher R, Meunier A, Sedel L, Nizard R. Hydroxyapatite-coated versus grit blasted femoral stems. A prospective, randomised study using EBRA-FCA. *J Bone Joint Surg Br.* 2001; 83:979.
114. Hardinge K; Porter ML, Jones PR, Hukind DWL, Taylor CJ: Measurement of hip prostheses using image analysis. The maxima hip technique. *J Bone Joint Surg Br* 1991; 73: 724-728.
115. Harris WH. Wear and periprosthetic osteolysis. The problem. *Clin Orthop Relat Res* 2001; 393: 66-70.
116. Hedlundh U, Karlsson M, Ringsberg K, Besjakov J, Fredin H. Muscular and neurologic function in patients with recurrent dislocation after total hip arthroplasty: a matched controlled study of 65 patients using dual-energy X-ray absorptiometry and postural stability tests. *J Arthroplasty* 1999;14:319-25.
117. Herrera A, Canales V, Anderson J, García-Araujo C, Murcia-Mazón A, Tonino AJ. Seven to 10 years followup of an anatomic hip prosthesis. *Clin Orthop Relat Res* . 2004;423:129.
118. Howie DW. Tissue response in relation to type of wear particles around failed hip arthroplasties. *J Arthroplasty* 1990; 5: 337-348.
119. Howie DW, Neale SD, Stamenkov R, et al. Progression of acetabular periprosthetic osteolytic lesions measured with computed tomography. *J Bone Joint Surg Am* 2007;89-A:1818–1825.

120. Hozack WJ, Mesa JJ, Carey C, Rothman RH. Relationship between polyethylene wear, pelvic osteolysis, and clinical sintomatology in patients with cementless acetabular components. A framework for decision making. *J Arthroplasty* 1996; 11: 769-772.
121. Hsu JT, Chang CH, An KN, et al. Effects of screw eccentricity on the initial stability of the acetabular cup. *Int Orthop*. 2007;31(4):451-455.
122. Huiskes R: Finite elements analysis of acetabular reconstruction. Noncemented threaded cups. *Acta Orthop Scand* 1987; 58: 620-625.
123. Huo MH, Martin RP, Zatorski LE, Keggi KJ. Total hip replacements using the ceramic Mittelmeier prosthesis. *Clin Orthop Relat Res* 1996; 332: 143-150.
124. Jacobsson SA, Djerf K, Wahlstrom O. Twenty-year results of McKee-Farrar versus Charnley prosthesis. *Clin Orthop Relat Res* 1996; 329S: S60-S68.
125. James SP; Blazka S, Merrill EW, Jasty M, Lee KR, Bragdon CR, Harris WH: Challenge to the concept that UHMWPE acetabular components oxidize in vivo. *Biomaterials* 1993; 14: 643-647.
126. Jasty M, Goetz DD, Bragdon CR, Lee KR, Hanson AE, Elder JR, Harris WH. Wear of polyethylene acetabular components in total hip arthroplasty. An analysis of one hundred and twenty-eight components retrieved at autopsy or revision operations. *J Bone Joint Surg Am* 1997; 79: 349-358.
127. Johnston RC, Fitzgerald RH, Harris WH, et al. Clinical and radiographic evaluation of total hip arthroplasty: a standard system of terminology for reporting results. *J Bone Joint Surg Am* 1990;72-A:161-8.
128. Jones L, Hungerford DS. Cement disease. *Clin Orthop Relat Res* 1987; 225: 192-206.

129. Judet R, Siguier M, Brumpt B, Judet T. Prothèses totales de hanche en porométal sans ciment. *Rev Chi Orthop* 1978; 64 (Suppl II): 14-21.
130. Kaplan EL, Meier P. Nonparametric estimation from incomplete observations. *J Am Statistic Assn* 1958;53:457-81.
131. Karachalios T, Tsatsaronis C, Efraimis G, et al. The long-term clinical relevance of calcar atrophy caused by stress shielding in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2004;19:469-75 46.
132. Kawamura H, Dunbar MJ, Murray P, Bourne RB, Rorabeck CH: The porous Coated Anatomic total hip replacement. A ten to fourteen-year follow-up study of a cementless total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2001; 83: 1333-1338.
133. Kelly SJ, Robbins CE, Bierbaum BE, Bono JV, Ward DM. Use of hydroxyapatite coated stem in patients with Dorr type C femoral bone. *Clin Orthop Relat Res* 2007;465:112-16.
134. Kienapfel H, Sprey C, Wilke A, Griss P. Implant fixation by bone ingrowth. *J Arthroplasty* 1999; 14: 355-368.
135. Kilgus DJ, Shimaoka EE, Tipton JS, Eberle RW: Dual-energy x-ray absorptiometry measurement of bone mineral density around porous-coated cementless femoral implants. Methods an preliminary results. *J Bone Joint Surg Br* 1993; 75:279-287.
136. Kim Y-H, Kook H-K, Kim J-S. Total hip replacement with a cementless acetabular component and a cemented femoral component in patients younger than fifty years of age. *J Bone Joint Surg Am* 2002; 84: 770-774.
137. Kim YH, Kim JS, Oh SH, Kim JM. Comparison of porous-coated titanium femoral stems with and without hydroxyapatite coating. *J Bone Joint Surg Am* 2003;85 : 1682-8.

138. Kim Y-H, Oh S-H, Kim J-S. Primary total hip arthroplasty with a second-generation cementless total hip prosthesis in patients younger than fifty years of age. *J Bone Joint Surg Am*. 2003;85:109.
139. Kress AM, Schmidt R, Vogel T, Nowak TE, Forst R, Mueller LA. Quantitative computed tomography-assisted osteodensitometry of the pelvis after press-fit cup fixation: a prospective ten-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am*. 2011;93(12): 1152-1157.
140. Kroeber M, Ries M, Suzuki Y, Renowitzky G, Ashford F, Lotz J. Impact biomechanics and pelvic deformation during insertion of press-fit acetabular cups. *J Arthroplasty* 2002; 17: 349-354.
141. Laaksonen I, Lorimer M, Gromov K, et al. Trabecular metal acetabular components in primary total hip arthroplasty. *Acta Orthop* 2018;89:259-264.
142. Lachiewicz PF, Anspach WE, Demasi R. A prospective study of 100 consecutive Harris-Galante Porous total hip arthroplasties. *J Arthroplasty* 1992; 7: 520-526.
143. Law WA: Late results in vitalium-mold arthroplasty of the hip. *J Bone Joint Surg Am* 1962; 44: 1497-1517.
144. Livermore J, Ilstrup D, Morrey B. Effect of femoral head size on wear of the polyethylene acetabular component. *J Bone Joint Surg [Am]* 1990;72-A:518-528.
145. Lohmann CH, Dean DD, Bonewald LF, Schwartz Z, Boyan BD. Nitric oxide and prostaglandin E2 production in response to ultra-high molecular weight polyethylene particles depends on osteoblast maturation state. *J Bone Joint Surg Am* 2002; 84: 411-419.

146. Lord G, Hardy JJ, Kummer FJ. An uncemented total hip replacement. Experimental study and review of 300 madreporic arthroplasties. Clin Orthop Relat Res 1979; 141: 2-16.
147. Maloney WJ, Galante JO, Anderson M, Goldberg V, Harris WH, Jacobs J, Kraay M, Lachiewicz P, Rubash HE, Schutzer S, Woolson ST. Fixation, polyethylene wear, and pelvic osteolysis in total hip replacement. Clin Orthop Orthop Res 1999; 369: 157-164.
148. Maloney WJ, Jasty M, Harris WH, Galante JO, Callaghan JJ. Endosteal erosion in association with stable uncemented femoral components. J Bone Joint Surg Am 1990; 72: 1025-1034.
149. Maloney WJ, Peters P, Engh CA, Chandler H: Severe osteolysis of the pelvis in association with acetabular replacement without cement. J Bone Joint Surg Am 1993; 75: 1627-1635.
150. Martell JM, Berdia S: Determination of polyethylene wear in total hip replacements with use of digital radiographs. J Bone Joint Surg Am 1997; 79: 1635-1641.
151. Martell JM, Pierson RH, Jacobs JJ, Rosenberg AG, Maley M, Galante JO. Primary total hip reconstruction with a titanium fiber-coated prosthesis inserted without cement. J Bone Joint Surg Am 1993; 74: 554-571.
152. Massin P, Schmidt L, Engh CA. Evaluation of cementless acetabular component migration: an experimental study. J Arthroplasty 1989;4:245-51.
154. McGovern TF, Engh CA, Zetti-Schaffer K, Hooten JP Jr: Cortical bone density of the proximal femur following cementless total hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res 1994; 306:145-154..
154. McKee GK, Watson-Farrar: replacement of arthritic hips in the McKee-Farrar prosthesis. J Bone Joint Surg Br 1966; 48: 245-259.

155. McKee GK, Chen SC: The statistics of McKee-Farrar method of total hip replacement. Clin Orthop Relat Res 1973; 75: 26-33.
156. McKellop HA: Bearing surfaces in total hip replacements: state of the art and future developments. Inst Course Lectures AAOS 2001, 50: 165-179.
157. McKellop HA, Shen FW, DiMaio W, Lancaster JG. Wear of gamma-crosslinked polyethylene acetabular cups against roughened femoral balls. Clin Orthop Relat Res 1999; 369: 73-82.
158. McKellop H, Sheen FW, Lu B, Campbell P, Salovey R. Development of an extremely wear-resistant ultra high molecular weight polyethylene for total hip replacements. J Orthop Res 1999; 17:157-167.
159. Medel F, Peña P, Cegoñino J, Gómez-Barrena E, Puértolas J A. Comparative fatigue behavior and toughness of remelted and annealed highly crosslinked polyethylenes. J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater 2007; 83: 380-90.
160. Meding JB, Small SR, Jones ME, Berend ME, Ritter MA. Acetabular cup design influences deformational response in total hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 2013;471(2):403-409.
161. Merle D'Aubigné R, Postel M. Functional results of hip arthroplasty with acrylic prótesis. J Bone Joint Surg Am 1954; 36: 451-475.
162. Mihalko WM, Papademetriou T: Polyethylene liner dissociation with the Harris-Galante II acetabular component. Clin Orthop Relat Res 2001; 386: 166-172.
163. Mjoberg B. Theories of wear and loosening in hip prostheses. Wear-induced loosening vs loosening-induced wear. A review. Acta Orthop Scand 1994; 65:361-371.

164. Moore MS, McAuley JP, Young AM, Engh CA Sr. Radiographic signs of osseointegration in porous-coated acetabular components. *Clin Orthop Relat Res* 2006;444:176-83.
165. Munuera L, García-Cimbrelo E: Femoral component after ten years in low friction arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1992; 279: 163-175.
166. Muratoglu OK, Bragdon CR, O'Connor DO, Jasty M, Harris WH: A novel method of cross-linking ultra-high-molecular-weight polyethylene to improve wear, reduce oxidation, and retain mechanical properties. *J Arthroplasty* 2001; 16: 149-160.
167. National Joint Replacement Registry annual report 2015. Adelaide, Australia: University of Adelaide; 2015. https://www.aoa.org.au/docs/default-source/annual-reports/annual-report-2014-2015_final-web.pdf?sfvrsn=4 (date last accessed 10 February 2016).
168. Ni SH, Guo L, Jiang TL, Zhao J, Zhao YG. Press-fit cementless acetabular fixation with and without screws. *Int Orthop*. 2014;38(1):7-12.
169. Nivbrant B, Karlsson K, Kärrholm J. Cytokine levels in synovial fluid from hips with well-functionating or loose prostheses. *J Bone Joint Surg Br* 1999; 81:163-166.
170. No authors listed. National Joint Registry for England, Wales, Northern Ireland and the Isle of Man. 14th Annual Report, 2017.
171. O'Brien RF, Chess D: Late disassembly of a modular acetabular component. A case report. *J Arthroplasty* 1992; 7 (Suppl): 453-455.
172. Önsten I, Carlsson AS, Sanzèn L, Besjakov J. Migration and wear of a hydroxyapatite-coated hip prosthesis: a controlled roentgen stereophotogrammetric study. *J Bone Joint Surg Br* 1996; 78: 85-91.

173. Oparaugo PC, Clarke IC, Malchau H, Herberts P. Correlation of wear debris-induced osteolysis and revision with volumetric wear-rates of polyethylene: a survey of 8 reports in the literature. *Acta Orthop Scand* 2001;72:22-28.
174. Oral E, Muratoglu OK Vitamin E diffused highly cross linked UHMWPE a review. *Int Orthop* 2011;35:215-223.
175. Overgaard S, Lind M, Glerup H, Grundvig S, Bunger C, Soballe K. Hydroxyapatite and fluorapatite coatings for fixation of weight loaded implants. *Clin Orthop Relat Res* 1997; 336: 286-296.
176. Panisello Sebastián JJ, Martínez Martín A, Herrera Rodríguez A, Cuenca Espíerrez J, Peguero Bona A, Canales Cortés V: Cambios remodelativos periprotésicos a 7 años con el vástago ABG-I. *Rev Ortop Traumatol* 2001; 45: 216-221.
177. Patel J, Scott JE, Radford WJP: Severe polyethylene wear in uncemented acetabular cup system components. A report of 5 cases. *J Arthroplasty* 1999; 14: 635-636.
178. Pauwels F: *Biomechanics of the locomotor apparatus*. Springer-Verlag, New York, 1980.
179. Petersen MB, Poulsen IH, Thomsen J, Solgaard S. The hemispherical Harris-Galante acetabular cup inserted without cement: the results of an eight-year follow-up of one-hundred and sixty-eight hips. *J Bone Joint Surg Am* 1999; 81: 219-224.
180. Petersilge WJ, D'Lima DD, Walker RH, Cowel CW Jr. Prospective study of 100 consecutive Harris-Galante porous-coated arthroplasties: 4- to 8-year follow-up study. *J Arthroplasty* 1997; 12: 185-193.
181. Pidhorz LE, Urban RM, Jacobs JJ, Sumner DR, Galante JO. A quantitative study of bone and soft tissues in cementless porous-coated acetabular retrieved at autopsy. *J Arthroplasty* 1993; 8: 213-225.

182. Pierrepont J, Hawdon G, Miles BP, et al. Variation in functional pelvic tilt in patients undergoing total hip arthroplasty. *Bone Joint J* 2017;99-B:184-191.
183. Pilliar RM. Modern metal processing for improved load-bearing surgical implants. *Biomaterials* 1991; 12: 95-100.
184. Pilliar RM, Lee JM, Maniopoulos C. Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants. *Clin Orthop Relat Res* 1986; 208:108-117.
185. Pitto RP, Bhargava A, Pandit S, Munro JT. Retroacetabular stress-shielding in THA. *Clin Orthop Relat Res* 2008;466:353-8.
186. Pollock D, Sychterz CJ, Engh Sr CA: A clinically practical method of manually assessing polyethylene liner thickness. *J Bone Joint Surg Am* 2001; 83: 1803-1809.
187. Poss R, Walker P, Spector M, Reilly DT, Robertson DT, Sledge CB. Strategies for improving fixation of femoral components in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1988;235:181-94.
188. Premnath V, Harris WH, Jasty M, Merrill EW: Gamma sterilization of UHMWPE articular implants: an analysis of the oxidation problem. *Biomaterials* 1996; 17: 1741-1753.
189. Pruitt L, Koo J, Rimnac CM, Suresh S, Wright TM: Cyclic compressive loading results in fatigue cracks in ultra high molecular weight polyethylene. *J Orthop Res* 1994; 13: 143-146.
190. Puértolas J A, Medel F J, Cegoñino J, Gomez-Barrena E, Ríos R. Influence of the remelting process on the fatigue behavior of electron beam irradiated UHMWPE. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2006; 76 (2): 346-53.

191. Pupparo F, Engh CA. Comparison of porous-threaded and smooth-threaded acetabular components of identical design. Two- to four-year results. Clin Orthop Realt Res 1991; 271:201-206.
192. Puri L, Wixson RL, Stern SH, Kohli J, Hendrix RW, Stulberg SD. Use of helical computed tomography for the assessment of acetabular osteolysis after total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am 2002; 84: 609-614.
193. Ranawat CS, Dorr LD, Inglis AE. Total hip arthroplasty in protrusio acetabuli of rheumatoid arthritis. J Bone Joint Surg Am. 1980;62(7):1059-1065.
194. Reikeras O, Gunderson RB. Excellent results of HA coating on a grit-blasted stem: 245 patients followed for 8-12 years. Acta Orthop Scand 2003;74: 140-145.
195. Röhrh SM, Nivbrant B, Snorrason F, Kärrholm J, Nilsson KG. Porous-coated cups fixed with screws: a 12-year clinical and radiostereometric follow-up study of 50 hips. Acta Orthop. 2006; 77(3):393-401.
196. Rose RM, Radin EL: Wear of polyethylene in the total hip prosthesis. Clin Orthop Realt Res 1982; 170: 107-115.
197. Roth A, Winzer T, Sander K, Anders JO, Venbrocks R-A. Press fit fixation of cementless cups: how much stability do we need indeed? Arch Orthop Trauma Surg. 2006;126(2):77-81.
198. Santavirta S, Kontinen YT, Bergroth V. Agressive granulomatous lesions associated with hip arthroplasty. Immunopathological studies. J Bone Joint Surg Am 1990; 72: 252-258.
199. Santavirta S, Kontinen YT, Hoikka V, Eskola A. Immunopathological response to loose cementless acetabular components. J Bone Joint Surg . J Bone Joint Surg Br 1991; 73: 38-42.

200. Scemama C, Anract P, Dumaine V, Babinet A, Courpied JP, Hamadouche M.
Does vitamin E-blended polyethylene reduce wear in primary total hip arthroplasty: a blinded randomised clinical trial. *Int Orthop*. 2017 Jun;41(6):1113-1118.
201. Schmalzried TP, Guttman D, Greula M, Amstutz HC: The relationship between the design, position, and articular wear of acetabular components inserted without cement and the development of pelvic osteolysis. *J Bone Joint Surg Am* 1994; 76: 677-688.
202. Schmalzried TP, Harris WH: The Harris-Galante porous-coated acetabular component with screw fixation: radiographic analysis of eighty-three primary hip replacements at a minimum of five years. *J Bone Joint Surg Am* 1992; 74: 1130-1139.
203. Schmalzried TP, Jasty M, Harris WH. Periprosthetic bone loss in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1992; 74: 849-863.
204. Schmalzried TP, Szuszcwicz ES, Akizuki KH, Petersen PD, Amstutz HC. Factors correlating with long term survival of McKee-Farrar total hip prostheses. *Clin Orthop Relat Res* 1996; 329S: S48-S59.
205. Schreurs BW, Keurentjes JC, Gardeniers JWM, et al. Acetabular revision with impacted morsellised cancellous bone grafting and a cemented acetabular component: a 20- to 25-year follow-up. *J Bone Joint Surg [Br]*2009;91-B:1148-1153.
206. Shaver S, Brown TD, Callaghan JJ: Digital edge-detection measurements of polyethylene wear in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1997; 79: 690-700.
207. Shen FW, McKellop HA, Salovey R: Morphology of chemically crosslinked ultrahigh molecular weight polyethylene. *J Biomed Mater Res* 1998; 41: 71-78.
208. Shetty AA, Slack R, Tindall A, James KD, Rand C. Results of a hydroxyapatite coated (Furlong) total hip replacement: a 13- to 15-year follow-up. *J Bone Joint Surg Br* 2005;87-B:1050-4.

209. Shih CH, Lee PC, Chen JH, y cols: Measurement of polyethylene wear in cementless total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Br 1997; 79: 361-365.
210. Soballe K, Hansen ES, Brockstedt-Rasmusson H, Bünger C. Tissue ingrowth into titanium and hidroxyapatite coated implants during stable and unstable mechanical conditions. J Orthop Res 1992; 10: 285-299.
211. Soballe K, Hansen ES, Brockstedt-Rasmusson H, Bünger C. Hydroxyapatite coating converts fibrous tissue to bone around loaded implants. J Bone Joint Surg Br 1993; 75: 270-278.
212. Soballe K, Overgaard S. The current status of hydroxyapatite coating of prostheses. J Bone Joint Surg Br 1996; 78: 689-691.
213. Söballe K, Toksvig-Larsen S, Gelineck J, Fruensgaard S, Hansen ES, Ryd L, Lucht U, Bünger C. Migration of hydroxyapatite coated femoral prostheses. A Roentgen Stereophotogrammetric study. J Bone Joint Surg Br. 1993; 75:681.
214. Sochart DH Relations hip of acetabular wear to osteolysis and loosening in total hip arthroplasty. Clin. Orthop. Relat. Res 1999;363:135-150.
215. Southwell DG, Bechtold JE, Lew WD, Schmidt AH. Improving the detection of acetabular osteolysis using oblique radiographs. J Bone Joint Surg Br 1999; 81: 289-295.
216. Stambough JB, Pashos G, Bohnenkamp FC, et al. Long-term results of total hip arthroplasty with 28-millimeter cobalt-chromium femoral heads on highly cross-linked polyethylene in patients 50 years and less. J Arthroplasty 2016;31:162-167. 20.
217. Streit MR, Weiss S, Andreas F, et al. 10-year results of the uncemented Allofit press-fit cup in young patients. Acta Orthop. 2014;85(4):368-374.

218. Suh KT, Chang WT, Suh YH, Yoo CI. Catastrophic progression of the disassembly of a modular acetabular component. *J Arthroplasty* 1998; 13: 950-952.
219. Sutherland CJ. Radiographic evaluation of acetabular bone stock in failed total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 1988; 3: 73-79.
220. Sychterz CJ, Engh CA Jr, Shah N, Engh CA Sr: Radiographic evaluation of penetration by the femoral head into the polyethylene liner over time. *J Bone Joint Surg Am* 1997; 79: 1040-1046.
221. Sychterz CJ, Engh CA Jr, Yang A, Engh CA: Analysis of temporal wear pattern of porous-coated acetabular components: distinguishing between true wear and so-called bedding-in. *J Bone Joint Surg Am* 1999; 81: 821-830.
222. Sychterz CJ, Moon KH, Hashimoto Y, Terefenko KM, Engh CA Jr, Bauer TW. Wear of polyethylene cups in total hip arthroplasty. A study of specimens retrieved post mortem. *J Bone Joint Surg Am* 1996; 78: 1193-1200.
223. Sychterz CJ, Young AM, Engh CA: Effect of radiographic quality on computer-assisted head penetration measurements. *Clin Orthop Relat Res* 2001; 386: 150-158.
224. Tanzer M, Gollish J, Leighton R, Orrell K, Giacchino A, Welsh P, Shea B, Wells G. The effect of adjuvant calcium phosphate coating on a porous-coated femoral stem. *Clin Orthop Relat Res* 2004;424:153.
225. Te Stroet MA, Keurentjes JC, Rijnen WH, Gardeniers JW, Verdonschot N, Slooff TJ, Schreurs BW. Acetabular revision with impaction bone grafting and a cemented polyethylene acetabular component: comparison of the Kaplan-Meier analysis to the

competing risk analysis in 62 revisions with 25 to 30 years follow-up. *Bone Joint J* 2015;97-B:1338-1344.

226. Teo YS, Corten K, McCalden RW, Macdonald SJ, Bourne RB. The minimum 10-year results of a second-generation cementless acetabular shell with a polished inner surface. *J Arthroplasty* 2012;27:1370-1375.

227. Thanner J, Karrholm J, Herberts P, Malchau H. Porous cups with and without hydroxyapatite-tricalcium phosphate coating: 23 matched pairs evaluated with radiostereometry. *J Arthroplasty* 1999; 14: 266-71.

228. Thanner J, Karrholm J, Malchau H, Herberts P. Poor outcome of the PCA and Harris-Galante hip prostheses: randomized study of 171 arthroplasties with 9-year follow-up study. *Acta Orthop Scand* 1999; 70: 155-162.

229. Trevisan C, Bigoni M, Cherubini R, Steiger R, Randelli G, Ortolani S: Dual x-ray absorptiometry for the evaluation of bone density from the proximal femur after total hip arthroplasty: analysis protocols and reproducibility. *Calcif Tissue Int* 1993; 53: 158-161.

230. Tsukamoto, Ohnishi H, Mori T, Kawasaki M, Uchida S, Sakai A. Fifteen-year comparison of wear and osteolysis analysis for cross-linked or conventional polyethylene in cementless total hip arthroplasty for hip dysplasia. A retrospective cohort study. *J Arthroplasty* 2017;32: 161-65.

231. Udomkiat P, Dorr LD, Wan Z. Cementless hemispheric porous-coated sockets implanted with press-fit technique without screws: average ten-years follow-up. *J Bone Joint Surg Am* 2002; 84; 1195-1200.

232. Udomkiat P, Wan Z, Dorr LD: Comparison of preoperative radiographs and intraoperative findings of fixation of hemispheric porous-coated sockets. *J Bone Joint Surg Am* 2001; 83: 1865-1870.
233. Urban RM, Hall DJ, Della Valle C, Wimmer MA, Jacobs JJ, Galante JO. Successful long-term fixation and progression of osteolysis associated with first-generation cementless acetabular components retrieved post mortem. *J Bone Joint Surg Am*. 2012;94(20):1877-188
234. Urriés I, Medel F J, Ríos R, Gómez-Barrena E, Puértolas J A. Comparative cyclic stress-strain and fatigue resistance behavior of electron-beam- and gamma-irradiated ultrahigh molecular weight polyethylene. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2004; 70 (1): 152-60.
235. Utting MR, Raghuvanshi M, Amirfeyz R, Blom AW, Learmonth ID, Bannister GC. The Harris-Galante porous-coated, hemispherical, polyethylene-lined acetabular component in patients under 50 years of age: a 12- to 16-year review. *J Bone Joint Surg Br*. 2008;90(11):1422-1427
236. Vidal C, Vaquero J, Gómez L: Remodelación ósea del fémur tras prótesis total de cadera. Estudio densitométrico. *Rev Ortop Traumatol* 1995; 39: 209-215.
237. Walker PS, Robertson DD. Design and fabrication of cementless hip stems. *Clin Orthop Relat Res*. 1988;235:25-34;
238. Wan Z, Dorr LD. Natural history of femoral focal osteolysis with proximal ingrowth smooth stem implant. *J Arthroplasty* 1996;11:718-725.
239. Weber BG, Fiechter T. Polyethylene wear and late loosening of a total prosthesis of the hip joint. New perspectives for metal/metal pairing of the capsule and head.

Orthopade 1989;18:370-376.

240. Widmer KH. A simplified method to determine acetabular cup anteversion from plain radiographs. J Arthroplasty 2004; 19:387-390

241. Willert HG, Bertman H, Buchhorn GH: Osteolysis in alloarthroplasty of the hip: the role of ultra-high molecular weight polyethylene wear particles. Clin Orthop Relat Res 1990; 285: 95-107.

242. Woolson ST, Maloney WJ. Cementless total hip arthroplasty using a porous-coated prosthesis for bone ingrowth fixation. J Arthroplasty 1992; 7 Suppl: 381-388.

243. Won CH, Hearn TC, Tile M. Micromotion of cementless hemispherical acetabular components. Does press-fit need adjunctive screw fixation? J Bone Joint Surg Br. 1995;77(3):484-489.

244. Wright JM, Pellicci PM, Salvati EA, Ghelman B, Roberts MM, Koh JL: Bone density adjacent to press-fit acetabular components. A prospective analysis with quantitative computed tomography. J Bone Joint Surg Am 2001; 83: 529-536.

245. Wroblewski BM, Hodgkinson JP, Maltby B. Structural changes in the socket of a Charnley low friction arthroplasty associated with recurrent subluxation. Int Orthop 1989;13:231-3

246. Wroblewski BM, Siney PD, Dowson D, Collins SN: Prospective clinical and joint simulator studies of a new total hip arthroplasty using alumina ceramic heads and cross-linked polyethylene cups. J Bone Joint Surg Br 1996; 78:280-285.

247. Wroblewski BM, Siney PD, Fleming PA: Low-friction arthroplasty of the hip using alumina ceramic and cross-linked polyethylene. A ten-year follow-up report. J Bone Joint Surg Br 1999; 81: 54-55.

248. Young AM, Sychterz CJ, Hooper Jr RH, Engh CA: Effect of acetabular modularity on polyethylene wear and osteolysis in total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am 2002; 84: 58-63.